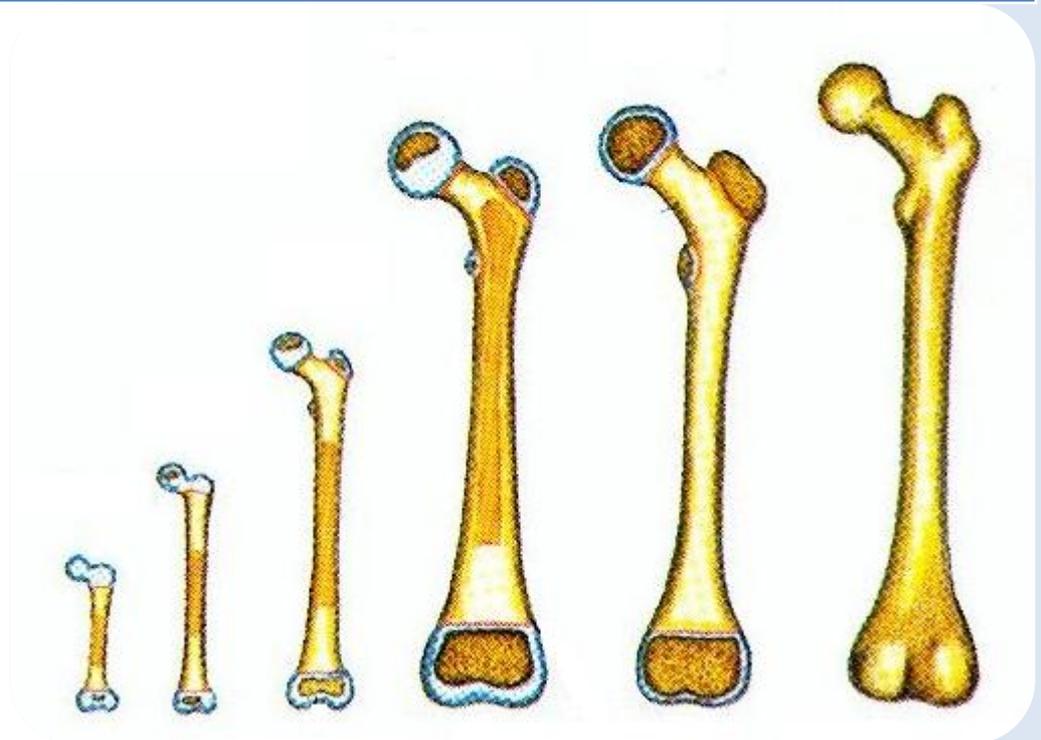


Evaluation du module d'élasticité de l'os cortical :

Adaptation de protocoles expérimentaux à de
petits échantillons



Encadrants :

Martine PITHIOUX, CR, ISM

Cécile BARON, CR, ISM

Philippe LASAYGUES, IR, LMA

Emmanuelle LEFEVRE

Rapport de stage

ISM - UMR 7287

LMA - UPR 7051

Au terme de ce travail, je tiens à exprimer mes remerciements envers toutes les personnes qui ont contribué au bon déroulement de ce stage.

Je tiens tout particulièrement à remercier mes maîtres de stage, Mme Martine PITHIOUX, Mlle Cécile BARON et M. Philippe LASAYGUES pour m'avoir accueillie au sein de leurs équipes et pour m'avoir encadrée et orientée durant tout mon stage.

Je remercie également Fahade MOGNI et Rui ZHENG pour leur contribution aux manipulations et pour leur bonne humeur.

Mes remerciements s'adressent aussi à tout le personnel de l'ISM et du LMA pour l'aide et le soutien qu'ils m'ont accordés tout au long de ces six mois

REMERCIEMENT	1
TABLE DES MATIERES	2
ABSTRACT	3
RESUME	3
INTRODUCTION	4
PRESENTATION DES LABORATOIRES	5
L'INSTITUT DES SCIENCES ET DU MOUVEMENT ET L'EQUIPE GIBOC	5
LE LABORATOIRE DE MECANIQUE ET D'ACOUSTIQUE	6
ETAT DE L'ART	8
LA STRUCTURE OSSEUSE DE L'OS LONG	8
Description	8
Composition de la matrice osseuse	8
LES OUTILS DE CARACTERISATION EXPERIMENTALE DU TISSU OSSEUX	9
Caractérisation non-destructive par rayons X	9
Caractérisation non-destructive par méthode ultrasonore	9
Caractérisation destructive par essais mécaniques	10
LOI DE COMPORTEMENT DU TISSU OSSEUX	10
VALEURS EXPERIMENTALES DE LA LITTERATURE	12
MATERIEL ET METHODES	13
PREPARATION ET MESURE DES ECHANTILLONS	13
CARACTERISATION ULTRASONORE DES PROPRIETES ELASTIQUES	14
Calcul du module d'Young et du coefficient de Poisson	14
Mesures des célérités longitudinales et transversales	15
Mesure de l'épaisseur de l'échantillon	16
Protocole de mesure	17
CARACTERISATION DESTRUCTIVE DES PROPRIETES MECANIQUES	19
RESULTATS EXPERIMENTAUX	21
CARACTERISATION ULTRASONORE DES PROPRIETES ELASTIQUES	21
Discussion	24
CARACTERISATION DESTRUCTIVE DES PROPRIETES MECANIQUES	25
Validation du montage avec un matériau isotrope	25
Caractérisation de l'os cortical bovin	26
Discussion	29
CONCLUSION	30
BIBLIOGRAPHIE	31
ANNEXES	33

The objective of the project was to provide an effective and optimized method to **CHARACTERIZE THE MECHANICAL PROPERTIES OF BONE** in order to monitor the quality of bone during the growth. This work follows the methods developed in a thesis that ends on "Multimodal analysis of the mechanical behavior of bone child" and makes part of an ANR project.

The aim of my internship is to design and test a protocol of experimental characterization of the mechanical properties of bone in growth. This protocol will be tested firstly on samples of bovine bone.

This protocol includes several methods of characterization:

- Non-destructive characterization by ultrasounds;
- Destructive characterization by 3-points micro-bending tests.

The purpose of this project will be to produce a standardized protocol for the characterization of mechanical properties of very small bone samples.

L'objectif du projet est de proposer une procédure efficace et optimisée de **CARACTERISATION DES PROPRIETES MECANIQUES DE L'OS** afin de suivre l'évolution de la qualité osseuse au cours de la croissance. Ce travail fait suite aux méthodes développées lors d'une thèse qui se termine sur l'analyse multimodale du comportement mécanique de l'os enfant et s'inscrit dans le cadre d'un projet ANR.

Ce sujet de stage a pour finalité de concevoir et de tester, en premier lieu, le protocole expérimental de caractérisation des propriétés mécaniques de l'os en croissance sur des échantillons d'os bovin.

Ce protocole comprend plusieurs modalités de caractérisation :

- Caractérisation non-destructive par ultrasons;
- Caractérisation destructive par essais de micro-flexion 3 points.

La finalité de ce projet sera de rendre un protocole normalisé sur la caractérisation des propriétés mécaniques de très petits échantillons d'os.

L'os est un tissu biologique en croissance. Il évolue tout au long de la vie en fonction des contraintes environnementales. Cette adaptation aux sollicitations extérieures s'exprime au niveau de la géométrie de l'os long (diamètre, épaisseur, longueur) de sa microstructure (porosité) et du matériau (anisotropie, minéralisation). Les propriétés de l'os varient donc par étapes successives de l'état juvénile à l'état mature. Caractériser la qualité de ces milieux et déterminer l'origine des dysfonctionnements du processus de croissance font l'objet de recherches avancées.

Les modalités d'imagerie du système osseux sont aujourd'hui performantes pour diagnostiquer et suivre la plupart des pathologies osseuses chez l'adulte. Les techniques de références demeurent le scanner à rayons X et l'IRM. Or l'utilisation de ces techniques chez l'enfant est problématique (nocivité des radiations, anesthésie ou sédation nécessaire, etc...). Aujourd'hui tous les acteurs (pédiatres, chirurgiens, radiologues) s'accordent pour déplorer le peu de méthodes prédictives permettant d'apprécier l'état du squelette au cours de la croissance chez l'enfant (état structural ou morphologique).

Malheureusement, nous disposons de très peu d'informations sur les caractéristiques mécaniques de l'os d'enfant et sur leur évolution au cours de la croissance. Chez l'enfant, pas ou peu d'études sont réellement engagées or, comme pour tous les matériaux biologiques, il est possible par des mesures multimodales (caractérisation ultrasonore, biomécanique et histologique) d'atteindre les propriétés caractéristiques des tissus osseux (zones corticales ou spongieuses).

Cette pénurie de données de référence pour l'os en croissance s'explique par la faible quantité d'échantillons disponibles pour les essais en laboratoire et par la qualité même de ces échantillons pour la plupart « prélevés » et associés à une pathologie de l'enfant. De plus, les montages expérimentaux actuels de laboratoire sont mal adaptés pour l'étude d'échantillons aussi petits (longueur < 30mm).

Le but du projet s'appliquera donc à concevoir / étudier différents protocoles de mesures et à les tester sur des échantillons aux propriétés connues (ici os bovin). Ceux-ci seront découpés dans des dimensions similaires aux échantillons récoltés afin de bien analyser l'effet de la taille sur les dispositifs de mesure.

Dans un premier temps, je présenterai mes deux laboratoires d'accueil : l'Institut des Sciences et du Mouvement (ISM) et le Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique (LMA). Dans un second temps, j'exposerai les techniques actuelles de caractérisation du tissu osseux pédiatrique et celles mises en place lors du stage. Enfin, je confronterai mes résultats aux données de la littérature pour étudier leur cohérence.

L'INSTITUT DES SCIENCES ET DU MOUVEMENT ET L'EQUIPE GIBOC

UMR 7287 CNRS & Aix-Marseille Université
 Faculté des Sciences du Sport, CP 910
 avenue de Luminy
 F-13288 Marseille cedex 09
 Téléphone : +33 (0)491 17 22 55
 Télécopie : +33 (0)491 17 22 52
 Web : www.ism.univmed.fr/

Le GROUPE INTERDISCIPLINAIRE EN BIOMECHANIQUE OSTEOARTICULAIRE ET CARDIOVASCULAIRE (GIBoc, Annexe) dont le responsable est Patrick CHABRAND est rattaché à L'INSTITUT DES SCIENCES DU MOUVEMENT – ETIENNE JULES MAREY (ISM).

L'ISM est une Unité Mixte de Recherche (UMR), qui associe l'Université de la Méditerranée aux instituts scientifiques : Institut des Sciences Biologiques (INSB), l'Institut de Sciences de l'Ingénierie et des Systèmes (INSIS) ainsi que le CNRS. L'effectif du laboratoire est d'environ 100 personnes (chercheurs, enseignants-chercheurs, ITA/IATOS et doctorants).

Les thèmes de recherche de l'Institut portent sur les déterminants mécaniques, physiologiques, neurologiques, psychologiques et sociologiques de la motricité des êtres vivants et de l'Homme en particulier.

INSTITUT
 DES SCIENCES ETIENNE
 DU MOUVEMENT JULES
 MAREY



ECOLE
 DOCTORALE
 Sciences du
 Mouvement
 Humain



L'institut est composé de **sept équipes scientifiques** :

- Plasticité du système nerveux et musculaire,
- Comportements perceptivo-moteurs,
- Fondements théoriques pour la dynamique des coordinations
- Immersions,
- Performance motrice et modélisation
- Biorobotique,
- Modélisation du système ostéoarticulaire et cardiovasculaire

← **Equipe GIBoc**

L'équipe GIBoc contient 19 statutaires (12 étant HDR) dont 8 Praticiens hospitaliers et 11 Scientifiques, ainsi que 5 doctorants. L'équipe est composée de biomécaniciens, mécaniciens des matériaux, biologistes, et cliniciens autour d'un thème unique de recherche, la **Biomécanique : de la cellule au tissu et à l'organe – Systèmes sains, pathologiques et réparés.**

Le **groupe possède** :

- Une approche intégrée multidisciplinaire, multiphasique, et multi-échelle : caractérisation expérimentale, approches théoriques et numériques
- Des compétences variées : biomécanique, biomatériaux, biologie cellulaire, histologie, structures, biofluidique
- Des couplages fluides /structures, biologie, imagerie clinique...
- Des applications dans le domaine de la santé : orthopédie, rhumatologie, odontologie, cardiovasculaire

Les **différents thèmes de recherche** de l'équipe sont:

- L'os en croissance, organes de croissances de l'os (cartilage et périoste), régénération tissulaire en présence ou non d'un biomatériau.
- L'évaluation de la qualité osseuse, du micro au macro remodelage osseux – couplage mécanique / biologie / physico-chimie.
- Les dispositifs médicaux implantables – durée de vie, conception/fabrication, métrologie, incertitude.

Les **types d'applications** sont :

- Les prothèses,
- La reconstruction osseuse,
- L'ingénierie tissulaire
- L'ostéoporose et le risque de fracture.

Les **moyens expérimentaux** dont dispose l'équipe sont :

- Numérique,
- Plateforme d'expérimentation mécanique,
- Imagerie,
- Biologie,
- Biochimie,
- Cardiovasculaire.

LE LABORATOIRE DE MECANIQUE ET D'ACOUSTIQUE

UPR 7051 CNRS & Aix-Marseille Université
31 chemin Joseph-Aiguier
13402 Marseille cedex 20
Téléphone : +33 (0)4 91 16 40 07
Télécopie : +33 (0)4 91 71 28 66
Mel : lma@lma.cnrs-mrs.fr



Le LABORATOIRE DE MECANIQUE ET D'ACOUSTIQUE (LMA) est une Unité Propre de Recherche du CNRS (UPR 7051) rattachée à l'Institut des Sciences de l'Ingénierie et des Systèmes (INSIS) et liée par convention, dans le cadre du contrat quinquennal 2012-2016, à Aix-Marseille Université et à l'Ecole Centrale de Marseille. L'effectif du LMA est d'environ 135 personnes (chercheurs, enseignants-chercheurs, ITA, doctorants et post doctorants).

Les thématiques de recherche relèvent de la Mécanique et de l'Acoustique. En Mécanique, elles concernent le comportement des matériaux, le comportement des structures et des interfaces, ainsi que les vibrations non linéaires. En Acoustique, elles s'étendent de la propagation d'ondes au traitement des sons et de la musique, en incluant la vibroacoustique, le contrôle actif, l'imagerie, l'acoustique sous-marine, la perception et la qualité sonore, ...

Le laboratoire est composé de **huit équipes scientifiques** :

- Equipe Matériaux Et Structures
- Equipe Ondes et Imagerie
- Equipe Sons

(cf. Annexe : Organigramme du LMA)

Les **équipements expérimentaux** dont dispose le laboratoire sont :

- Des cuves d'acoustique sous-marine,
- Des chambres anéchoïques,
- Une machine de traction,
- Un scanner à ultrason,
- Une cabine audiométrique,
- Un piano Disklavier.

LA STRUCTURE OSSEUSE DE L'OS LONG

Il existe trois types d'os :

- os long (fémur, tibia, fibula, ...)
- os court (ceux du carpe et du tarse)
- os plat (scapula, côtes, ...)

Les os longs sont composés d'une **DIAPHYSE** (corps) qui est la partie longue, et de deux **EPIPHYSES** (les extrémités) où sont la plupart du temps localisées les surfaces articulaires.

Ils sont composés d'une partie périphérique appelé **OS CORTICAL** et d'une partie centrale appelée **OS TRABÉCULAIRE**.

DESCRIPTION

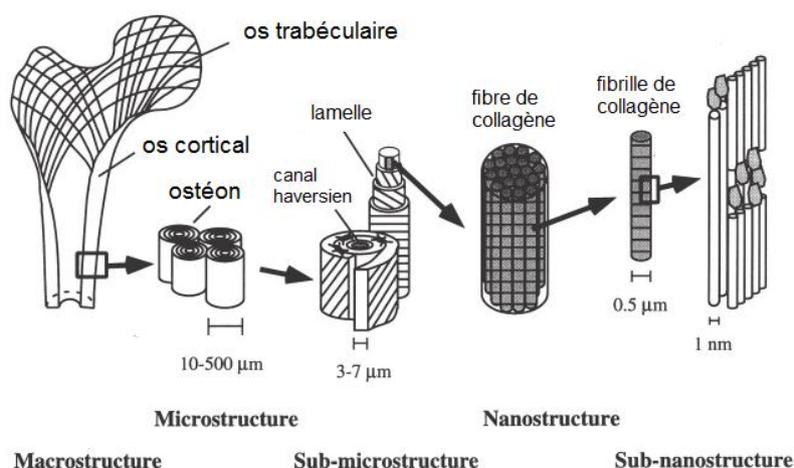
Dans l'os, les constituants fondamentaux sont les cellules et la matrice osseuse. L'os cortical est occupé par la matrice osseuse à 80% de son volume. C'est une couche osseuse dense, dure et très résistante. Dans le cas des os longs, cette couche est entourée d'une fine enveloppe conjonctive : **LE PERIOSTE**. Il contribue à l'innervation, à la croissance en largeur et à la cicatrisation de l'os.

COMPOSITION DE LA MATRICE OSSEUSE

La matrice osseuse est composée de 5 à 10% d'eau, de 60 à 70% de minéral (cristaux d'hydroxyapatite) qui constitue la phase inorganique ; le reste correspond à la phase organique qui est essentiellement constituée de collagène de type I.

Collagène de type I :

Association de fibrilles de tropocollagène, elle-même constituée d'une triple hélice de fibres de procollagène. Les fibrilles de collagène sont pontées entre-elles de façon covalente (trivalente ou divalente). Cet arrangement est responsable de la structure collagénique de la matrice de l'os cortical.



Sources: Rho et al., 1998

Figure 1: Structure multi-échelle de l'os cortical

LES OUTILS DE CARACTERISATION EXPERIMENTALE DU TISSU OSSEUX

Nous verrons les différentes méthodes expérimentales de caractérisation du tissu osseux, qu'elles soient destructives ou conservatrices, quantitatives ou qualitatives et irradiantes ou non.

CARACTERISATION NON-DESTRUCTIVE PAR RAYONS X

L'utilisation des rayons X permet d'obtenir des informations qualitatives (Imagerie) ou quantitatives (Densité Minérale Osseuse¹ ou DMO).

Outils disponibles:

- La radiogrammétrie ;
- La photodensitométrie ;
- L'absorptiométrie mono ou bi-photonique ;
- La tomodensitométrie ou scanner

Ces techniques sont principalement utilisées en clinique mais peuvent aussi être incluses en tant que modalité de laboratoire sur certaines études (exemple : corrélation DMO / propriétés mécanique de l'os).



Figure 2 : Appareil de radiologie de laboratoire

CARACTERISATION NON-DESTRUCTIVE PAR METHODE ULTRASONORE



Figure 3 : Les ultrasons en laboratoire

Ces techniques ont deux grandes applications : l'imagerie médicale et la **CARACTERISATION TISSULAIRE**. L'utilisation des ultrasons présente de nombreux avantages : elle est non-ionisante et peu onéreuse. Leur intérêt réside dans le caractère non-destructif (évitant l'endommagement du matériau en cours d'essai) et donc **LA REPETABILITE** des mesures.

Ces techniques nous permettent d'avoir des informations quantitatives (célérités) et qualitatives (images), et de déterminer les paramètres élastiques du matériau selon une certaine direction.

¹ La Densité Minérale Osseuse ou DMO est la quantité de minéral par unité de volume.

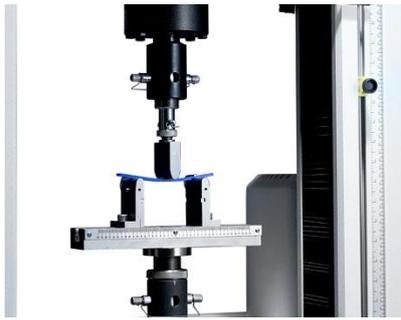


Figure 4 : Outils de caractérisation mécanique d'un matériau (ici, photographie d'un essai de flexion)

Les méthodes les plus employées pour déterminer les caractéristiques mécaniques de base d'une structure consistent à réaliser un essai de résistance à la **TRACTION**, à la **COMPRESSION** ou de réaliser un **CHARGEMENT EN FLEXION**.

Ces essais permettent d'obtenir des propriétés telles que :

- Le module d'élasticité (E)
- La contrainte maximale (σ_{\max})
- La contrainte à la rupture (σ_{rup})
- La limite d'élasticité
- Les énergies élastique et plastique de déformation

LOI DE COMPORTEMENT DU TISSU OSSEUX

Durant notre étude, quelques hypothèses ont été posées sur le tissu osseux afin de permettre l'exploitation des résultats :

- Le matériau est considéré comme **HOMOGENE**.
- Nous nous plaçons dans le cas d'un matériau ayant un comportement **ELASTIQUE LINEAIRE**. Nous pouvons donc utiliser la **LOI DE HOOKE** : $\sigma_{ij} = C_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl}$

Avec :

- σ_{ij} le tenseur des contraintes ;
- ε_{kl} le tenseur des déformations ;
- C_{ijkl} le tenseur des rigidités élastiques (ou tenseur de Hooke).

- Nous nous plaçons dans un cas d'**ISOTROPIE TRANSVERSE**² [1], notre tenseur de Hooke comporte donc 5 coefficients.

En faisant les essais dans une seule direction, il ne reste que 2 coefficients :

- E le module d'élasticité ;
- ν le coefficient de Poisson.

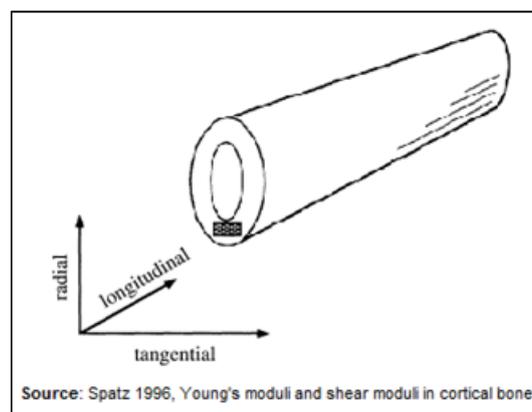


Figure 5 : Positionnement de l'os dans l'espace

² Un milieu est dit **isotrope transverse** pour une propriété donnée si cette propriété est invariante par changement de direction obtenue par rotation autour d'un axe privilégié.

Des essais acoustiques ou mécaniques peuvent déterminer ces paramètres.

Caractérisation acoustique :

D'après la littérature [2], on sait que le module d'Young et le coefficient de Poisson d'un matériau sont reliés aux **CELERITES LONGITUDINALE³ ET TRANSVERSALE⁴** (C_L et C_T) des ondes ultrasonores se propageant au travers de ce même milieu.

On a :

$$C_L = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \quad \text{et} \quad C_T = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$$

Et :

$$E = \mu \frac{3\lambda + 2\mu}{\lambda + \mu} \quad \text{et} \quad \nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}$$

D'où :

$$E = \frac{\rho C_T^2 (3C_L^2 - 4C_T^2)}{C_L^2 - C_T^2} \quad \text{et} \quad \nu = \frac{(C_L^2 - 2C_T^2)}{2(C_L^2 - C_T^2)}$$

Caractérisation mécanique :

On sait que le module d'élasticité d'un matériau peut être déterminé par des essais mécaniques de flexion grâce à deux paramètres : la déformation et la contrainte.

La contrainte (σ) et la déformation (ε) sont déterminées à partir des données de charge (F), de déplacement (d) et des dimensions de l'échantillon grâce aux équations suivantes :

$$\sigma = \frac{F L e}{8 I} ; \quad \varepsilon = \frac{6 d e}{L^2} ; \quad E = \frac{F}{d} * \frac{L^3}{48 * I} ; \quad I = \frac{l * e^3}{12}$$

(I étant le moment quadratique de la poutre)

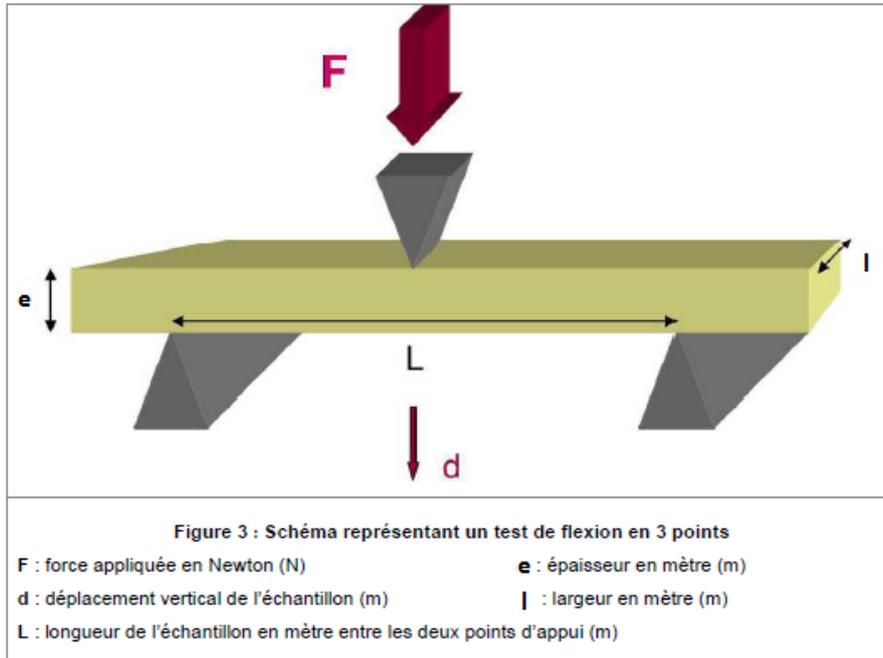


Figure 6: Les dimensions de l'éprouvette en flexion 3 points

³ Une onde longitudinale est provoquée par une perturbation dont la direction est parallèle à la direction de propagation de l'onde (= onde de compression).

⁴ Une onde transversale est provoquée par une perturbation qui est perpendiculaire à la direction de propagation de l'onde (= onde de cisaillement).

Le module d'élasticité est déterminé par la pente de la courbe déformation/contrainte dans la zone élastique (loi de Hooke) :

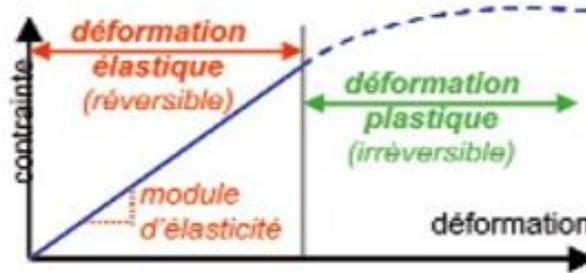


Figure 7 : Détermination expérimentale du module d'Young

VALEURS EXPERIMENTALES DE LA LITTERATURE

Les valeurs de la littérature obtenues avec les deux techniques précédentes sont regroupées dans le tableau suivant :

Tableau 1 : Valeurs expérimentales du Module d'Young de l'os cortical chez l'adulte

AUTEURS	OS	TEST	Module d'Young
[3]	fémur	ultrasons	20 GPa
[4]	fémur	ultrasons	19.9 GPa ± 2.7
[5]	fémur	ultrasons	18.5 – 33.1 GPa
[6]	fémur	flexion	12.1 GPa ± 4.14
[7]	fémur	flexion	12.5 GPa ± 12.5
[8]	fémur	flexion	8.6 GPa ± 1.9

Tableau 2 : Valeurs expérimentales du Module d'Young de l'os cortical chez l'enfant

AUTEURS	OS	TEST	Module d'Young
[9]	pariétal	flexion	1.7-3.3 GPa
[1]	pariétal	flexion	5-7 GPa
[10]	fibula	ultrasons (transverse)	15.3 GPa ± 2.9
[10]	fibula	flexion	10.13 GPa ± 5.29
[10]	côte	ultrasons	14.87 GPa ± 2.61

PREPARATION ET MESURE DES ECHANTILLONS

Afin de préparer les échantillons d'os en vue des essais mécaniques ou acoustiques, en leur donnant une forme parallélépipédique, nous avons utilisé une scie diamantée (ISOMET 4000). Les échantillons sont ensuite polis (limes diamantées) pour éliminer entièrement les résidus d'os trabéculaire et de périoste. Les échantillons sont emballés et conservés au congélateur à -25°C .

La mesure des dimensions des éprouvettes est faite à l'aide d'un pied à coulisse digital (ABSOLUTE DIGIMATIC, incertitude élargie $U = \pm 0.03\text{mm}$).

On détermine la masse volumique de l'échantillon grâce à une balance de précision (OHAUS VOYAGER PRO, précision $0.001\text{g}/\text{cm}^3$) équipée d'un kit de détermination de la densité.

Une partie de l'étude se porte sur l'anisotropie du matériau étudié, deux découpes différentes seront donc réalisées suivant l'axe que l'on veut étudier (Cf. : [Figure 8](#))

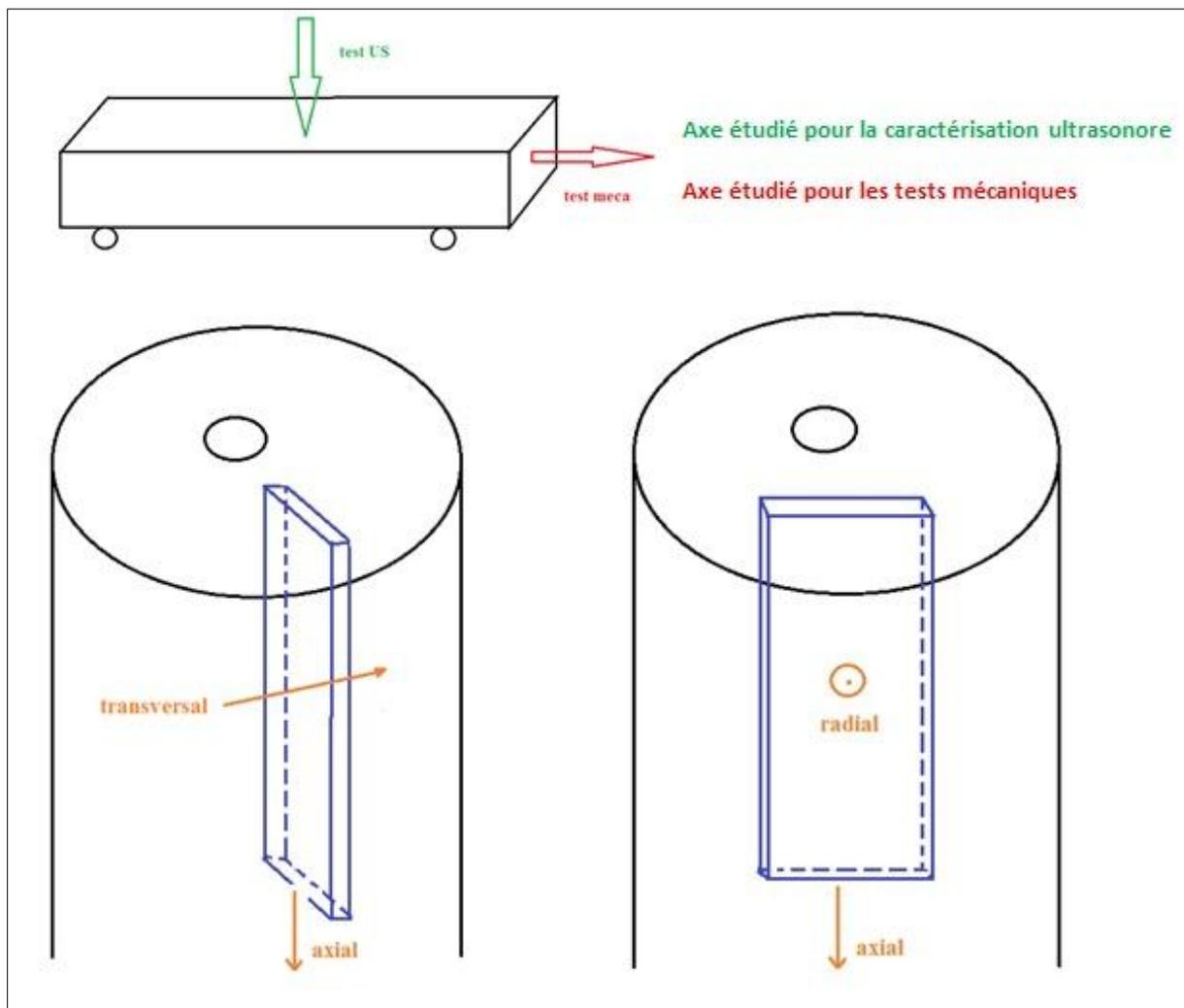


Figure 8 : Schéma de découpe des échantillons

CARACTERISATION ULTRASONORE DES PROPRIETES ELASTIQUES

On sait que le module d'Young et le coefficient de Poisson d'un matériau sont reliés aux célérités longitudinale et transversale (C_L et C_T) des ondes ultrasonores se propageant au travers de ce même milieu. Le but de cet essai est donc de déterminer ces célérités.

Pour ce faire, le LMA dispose d'un banc d'essai permettant d'effectuer les expériences ultrasonores nécessaires à la caractérisation de l'os. Ainsi, le banc dispose de deux transducteurs fonctionnant en émission-réception, entre lesquels est disposé l'échantillon, fixé sur un bras rotatif permettant de contrôler la hauteur et l'angle de l'échantillon par rapport aux transducteurs. Le tout est placé dans un bain d'eau et relié à un système de contrôle d'acquisition des données.

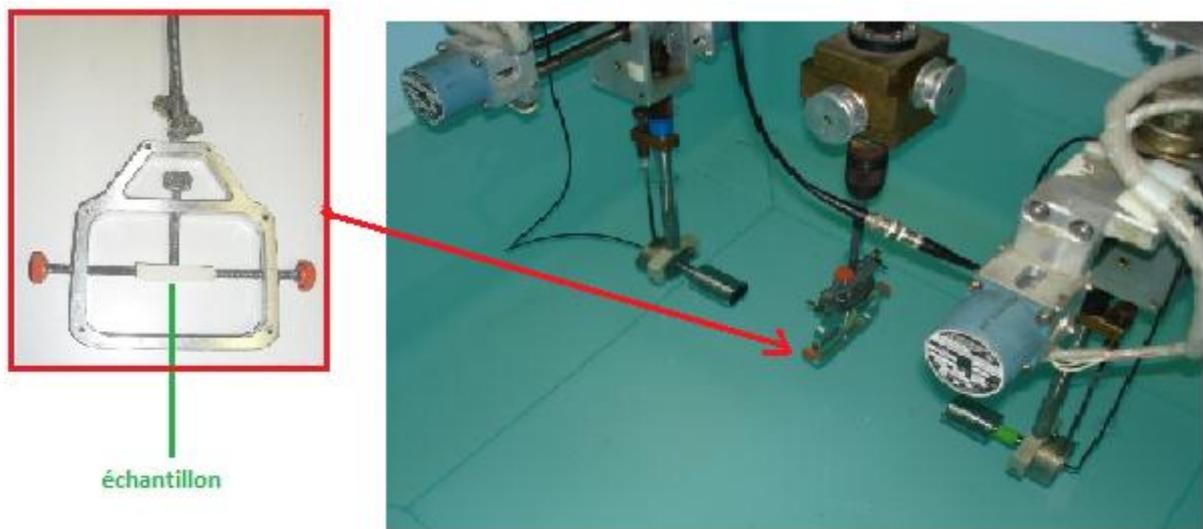


Figure 9 : Photo du banc d'essai du LMA

CALCUL DU MODULE D'YOUNG ET DU COEFFICIENT DE POISSON

Les mesures de vitesse de propagation longitudinale (C_L) et transversale (C_T) associées à l'évaluation de la masse volumique (ρ) permettent de calculer le module d'Young (E) et le coefficient de Poisson (ν).

On a :

$$C_L = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \quad \text{et} \quad C_T = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$$

Et :

$$E = \mu \frac{3\lambda + 2\mu}{\lambda + \mu} \quad \text{et} \quad \nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}$$

D'où selon [2]:

$$E = \frac{\rho C_T^2 (3C_L^2 - 4C_T^2)}{C_L^2 - C_T^2} \quad \text{et} \quad \nu = \frac{(C_L^2 - 2C_T^2)}{2(C_L^2 - C_T^2)}$$

DETERMINATION DES CELERITES LONGITUDINALES ET TRANSVERSALES

Afin de mesurer les célérités longitudinales et transversales, on utilise des mesures en transmission. Une onde longitudinale est émise pour différents angles de l'échantillon par rapport à l'axe de l'émetteur.

Pour mesurer la vitesse de propagation transversale, l'angle d'incidence est différent de 0° . Le centre de la cible est en rotation. Le transducteur émetteur est fixe tandis que le transducteur récepteur effectue une translation latérale afin de rattraper la déviation du faisceau acoustique engendrée par la traversée de l'échantillon.

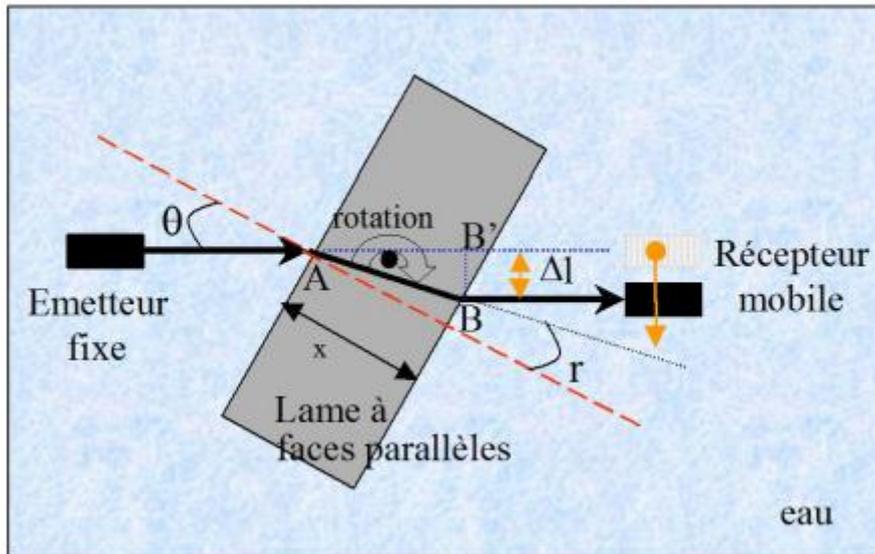


Figure 10 : Schéma des mesures des célérités longitudinales et transversales (vue de dessus)

On note :

- AB la distance parcourue par l'onde dans l'éprouvette ;
- B' projection orthogonale de B sur l'axe de l'échantillon ;
- AB' la distance parcourue par l'onde plane si on enlève l'éprouvette ;
- θ l'angle d'incidence de l'onde émise sur la face avant de l'échantillon ;
- r l'angle de réfraction de l'onde transmise ;
- x l'épaisseur de l'échantillon ;
- C_b la vitesse de l'onde transmise (longitudinale ou transversale) ;
- C_w la vitesse du son dans l'eau.

On détermine ici la vitesse de propagation C_b de l'onde transmise dans un matériau en fonction de l'épaisseur de l'échantillon et de l'angle d'incidence θ de l'onde (correspondant à l'angle de rotation de la cible). La différence de temps de parcours en présence ou non de l'échantillon s'écrit :

$$\Delta t = t_{AB'} - t_{AB} = \frac{AB'}{C_w} - \frac{AB}{C_b} ; \text{ avec } AB = \frac{x}{\cos r} \text{ et } AB' = AB \cos(\theta - r)$$

D'après Snell-Descartes, on a l'indice de réfraction donné par :

$$n = \frac{C_w}{C_b} = \frac{\sin \theta}{\sin r}$$

L'expression de la vitesse de propagation de l'onde transmise s'écrit donc :

$$C_b = \frac{C_w}{\sqrt{1 + \frac{C_w \Delta_t}{x} \left(\frac{C_w \Delta_t}{x} - 2 \cos \theta \right)}}$$

La valeur des angles critiques est importante. Lorsque $0 \leq \theta \leq \theta_{CL}$, on ne visualise que les ondes longitudinales et C_b correspond à la célérité longitudinale. Pour $\theta_{CL} \leq \theta \leq \theta_{CT}$, les ondes longitudinales ne sont plus transmises et les ondes transversales se propagent, on mesure alors la célérité transversale. Au-delà de θ_{CT} , plus aucune onde n'est transmise.

Les mesures des célérités sont faites pour $0 \leq \theta \leq 40$ degrés, ceci avec un pas de 1 degré. A chaque mesure, le temps de vol Δ_t est calculé en évaluant le temps de premier passage à 0 en amplitude de l'onde (cf. :Figure 11).

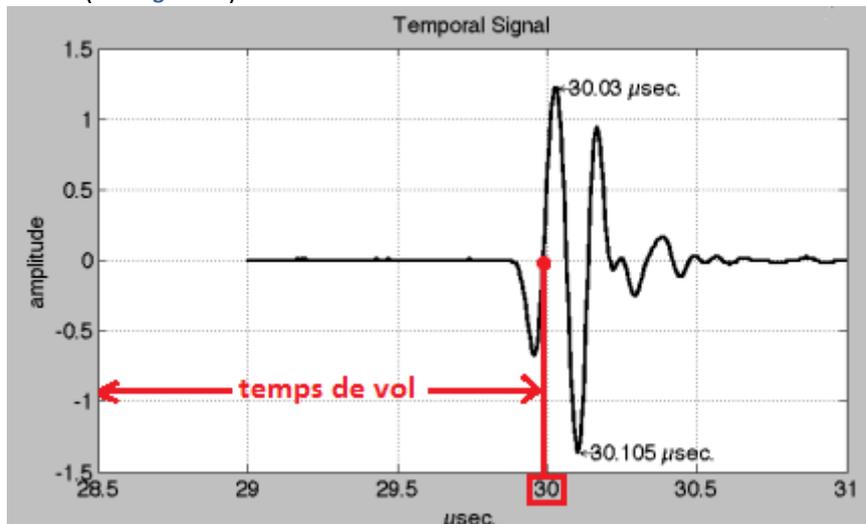


Figure 11 : Détermination du temps de vol

La mesure de la célérité longitudinale sera faite sur toute la longueur de l'échantillon, avec un pas de 1mm afin d'avoir une célérité moyenne.

DETERMINATION DE L'ÉPAISSEUR DE L'ÉCHANTILLON

L'épaisseur varie de quelques dixièmes de millimètres le long de l'échantillon. Ainsi, pour avoir une marge d'erreur la plus faible possible, nous déterminons l'épaisseur de l'échantillon à chaque point de mesure en utilisant une méthode par ultrason.

Dans un premier temps, on doit calculer la distance entre les deux transducteurs en effectuant une mesure à vide (sans échantillon). Sachant la vitesse du son dans l'eau et le temps de parcours de l'onde entre les deux transducteurs, on peut calculer la distance les séparant (d).

Ensuite, on place l'échantillon entre les deux transducteurs et on mesure les temps de parcours des ondes réfléchies par l'échantillon de chaque côté (mode réflexion). Ainsi, on peut connaître la distance entre chaque transducteur et l'échantillon (l_1 et l_2), et donc l'épaisseur (Cf. Figure 12)

$$x = d - \frac{l_1 + l_2}{2} = d - C_w \left(\frac{t_1 + t_2}{2} \right)$$

On note :

- d : la distance entre les deux transducteurs
- C_w : célérité de l'onde dans l'eau (déterminée grâce à des abaques selon la température de l'eau)
- t_1 et t_2 : temps d'écho à droite et à gauche de l'échantillon

La mesure de l'épaisseur sera faite sur toute la longueur de l'échantillon, avec un pas de 1mm.

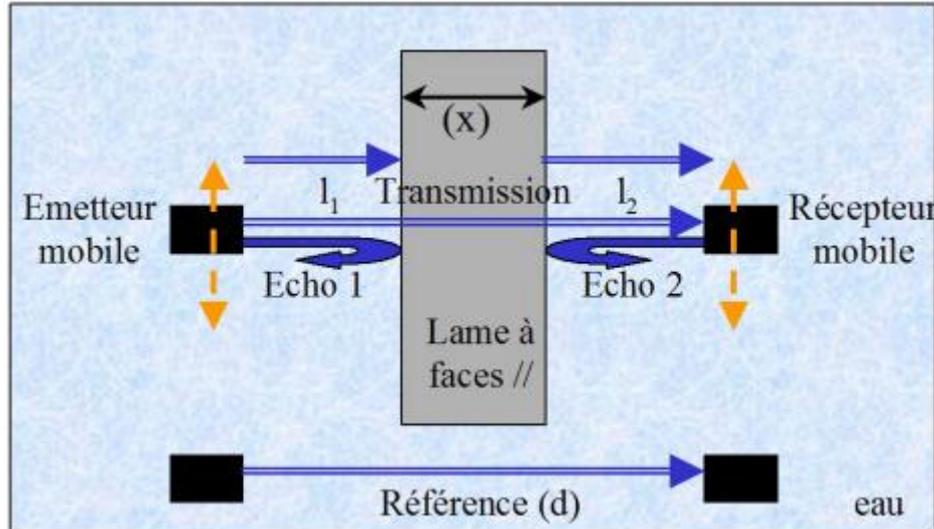


Figure 12 : Mesure de l'épaisseur de l'échantillon par ultrasons

PROTOCOLE DE MESURE

Le protocole de mesure comprend ainsi **5 acquisitions** :

1. Une acquisition de référence en transmission et sans échantillon
2. Une acquisition en rétro-transmission à gauche
3. Une acquisition en rétro-transmission à droite
⇒ Calcul de l'épaisseur de l'échantillon
4. Une acquisition en transmission avec échantillon fixe
⇒ Calcul de la célérité longitudinale
5. Une acquisition en transmission avec échantillon en rotation
⇒ Calcul de la célérité transversale

Chaque acquisition a été automatisée et donne des résultats sous la forme d'un BSCAN⁵ (cf. : [Figure 13](#)) à partir duquel nous pouvons récolter les temps de vol (mode transmission) et temps d'écho (mode rétro-transmission).

⁵ **BSCAN (Brightness SCANNing)** : image bidimensionnelle représentant en abscisse l'angle en degrés d'incidence de l'onde émise, et en ordonnée le temps de propagation en microseconde ; l'amplitude des signaux étant codée en échelle/niveau de couleur.

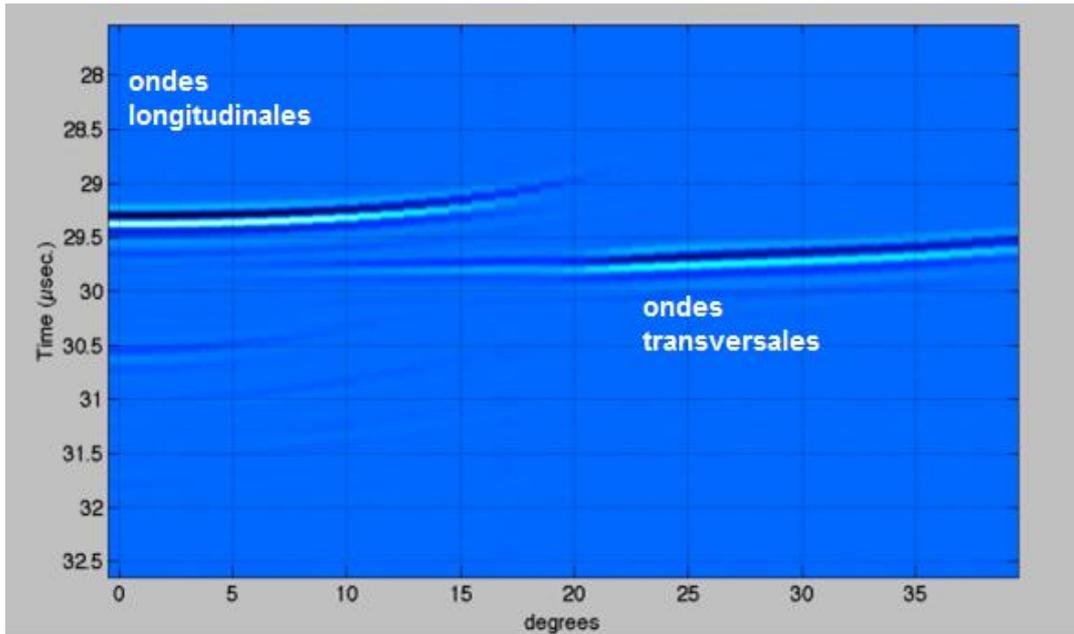


Figure 13 : Acquisition de type BSCAN en mode transmission avec rotation de l'échantillon.

Ces données sont récupérées et lues par un programme MATLAB qui permet de calculer directement la célérité de l'onde ultrasonore grâce aux formules décrites (cf. : Figure 14).

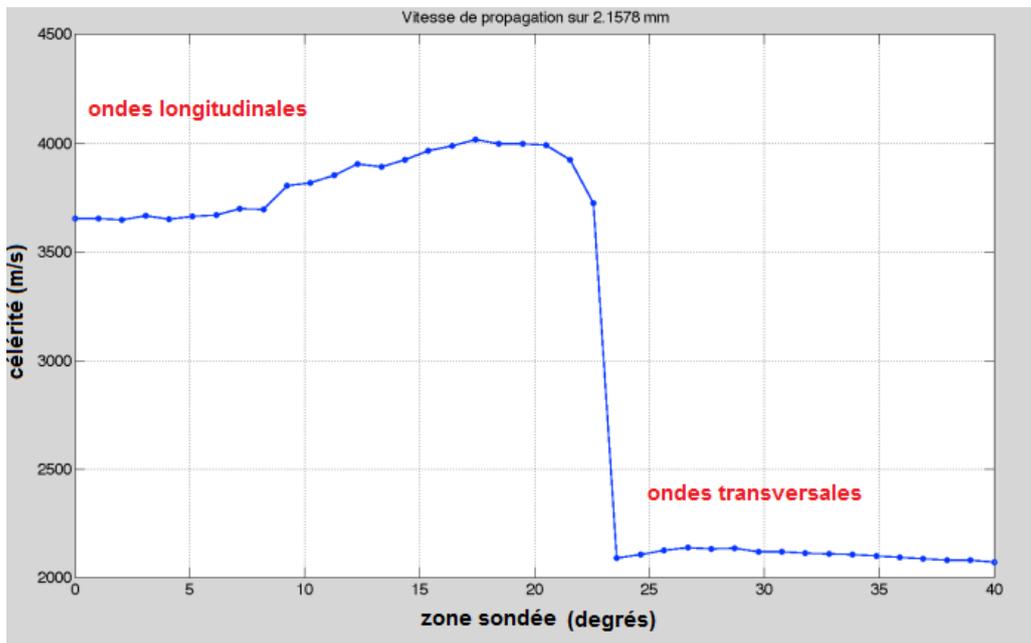


Figure 14 : Exemple de courbe de la vitesse des ondes US en fonction de l'angle d'incidence.

CARACTERISATION DESTRUCTIVE DES PROPRIETES MECANIQUES

Nous avons mené notre étude sur un essai de flexion car celui-ci représente un essai dans une sollicitation physiologique (la fracture). Compte-tenu de la variabilité de la taille des échantillons, la flexion 3 points (plutôt que 4 points) est la plus adaptée.

L'essai de flexion trois points détermine l'aptitude à la déformation d'un matériau sur deux appuis avec l'application d'un effort. Pour nos essais, cet effort sera appliqué à mi-distance. On impose à l'éprouvette un déplacement à vitesse de déformation constante, et on mesure la force qu'oppose l'éprouvette à cette déformation.

Pour ce faire, l'ISM possède un dispositif d'essai mécanique pour la micro-flexion trois points (INSTRON 5566A).

D'après la littérature [11] et [12], les dimensions de l'éprouvette conditionnent les résultats des essais. C'est pourquoi, il convient de respecter certaines dimensions et surtout des rapports entre les distances entre les appuis, la taille de l'indenteur et l'épaisseur du matériau. Pour cela, nous avons dû modifier notre montage pour qu'il soit à la fois adapté à des échantillons de petites tailles, mais aussi qu'il puisse être intégré dans le dispositif actuel.

Nous avons modélisé puis fait usiner deux nouveaux appuis et un nouvel indenteur adaptable au dispositif et possédant des dimensions satisfaisantes pour nos essais (Cf. : Plans en annexe).

La contrainte (σ) et la déformation (ε) sont calculés par le logiciel à partir des données de charge (F), de déplacement (d) et des dimensions de l'échantillon (L la distance entre les appuis, l la largeur et e l'épaisseur de l'échantillon, et I le moment quadratique) grâce aux équations suivantes :

$$\sigma = \frac{F L e}{8 I} ; \quad \varepsilon = \frac{6 d e}{L^2} ; \quad E = \frac{F}{d} * \frac{L^3}{48 * I} ; \quad I = \frac{l * e^3}{12}$$

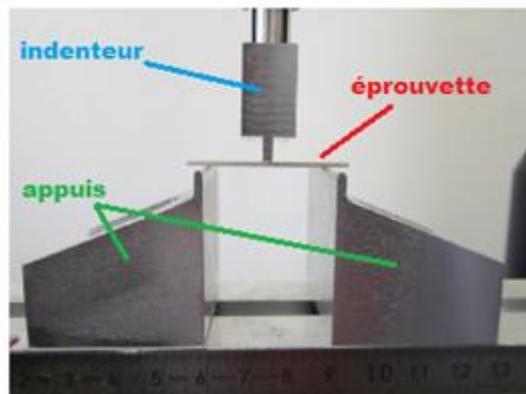


Figure 15 : Photo du dispositif de flexion 3 points en présence d'un échantillon

Pour tenir compte des effets de géométrie sur les résultats [12], nous avons étudié sur l'effet du rapport d'élanement⁶ sur les essais de flexion trois points.

Effet du rapport d'élanement sur les essais de flexion trois points:

Le coefficient de cisaillement d'un essai est défini par :

$$S = \frac{E_x}{G_{xz}} \left(\frac{e}{L}\right)^2$$

Avec :

- E_x le module d'élasticité
- G_{xz} le module de cisaillement
- e l'épaisseur de l'échantillon
- L la longueur de l'échantillon (distance entre les appuis lors de l'essai de flexion)

L'effet de la déformation en cisaillement transverse dépend donc du rapport d'élanement L/e de la poutre, et du rapport E_x/G_{xz} des modules de la poutre.

La flèche s'écrit donc :

$$w_c(S) = (1 + S) w_c(0)$$

D'où :

$$w_c(S) = \left(1 + \frac{E_x}{G_{xz}} \left(\frac{e}{L}\right)^2\right) w_c(0)$$

Où $w_c(S)$ est la flèche obtenue en tenant compte de l'effet de la déformation en cisaillement, alors que $w_c(0)$ est la flèche en l'absence de cisaillement transverse.

⁶ Le rapport d'élanement d'un échantillon est le rapport longueur/épaisseur de celui-ci.

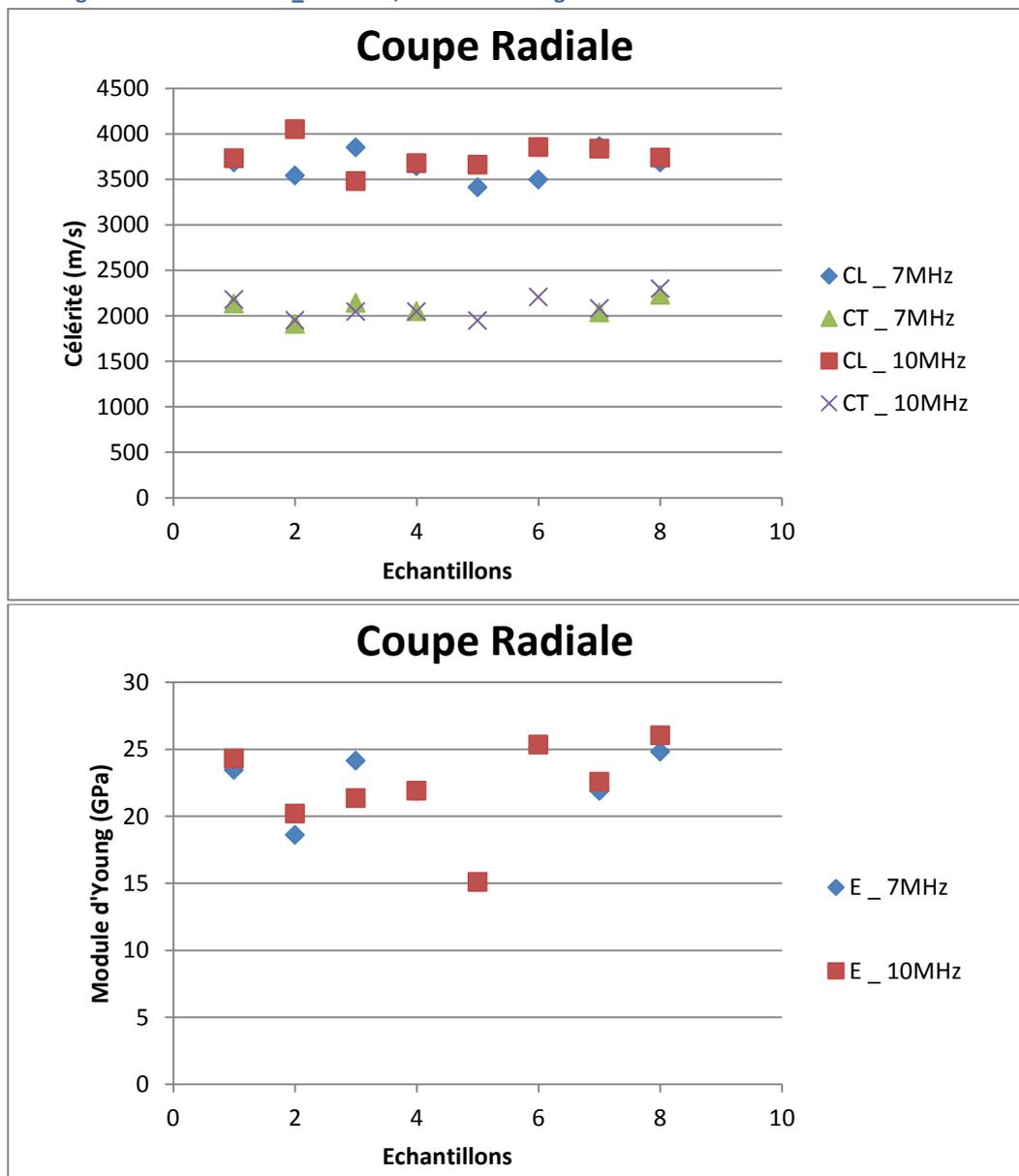
CARACTERISATION ULTRASONORE DES PROPRIETES ELASTIQUES

Pour cette expérimentation, nous avons découpé 16 échantillons à partir du même os bovin. Les découpes sont réalisées de façon à étudier les propriétés selon deux axes différents : radial et transversal.

Pour chaque échantillon, la caractérisation est faite avec deux types de transducteurs : 7 MHz et 10 MHz. Les résultats sont présentés sur les courbes suivantes :

(Résultats détaillés par échantillons dans les tableaux en annexe)

Figure 16 : Résultats US _ Célérités, Module d'Young et Coefficient de Poisson selon l'axe radial



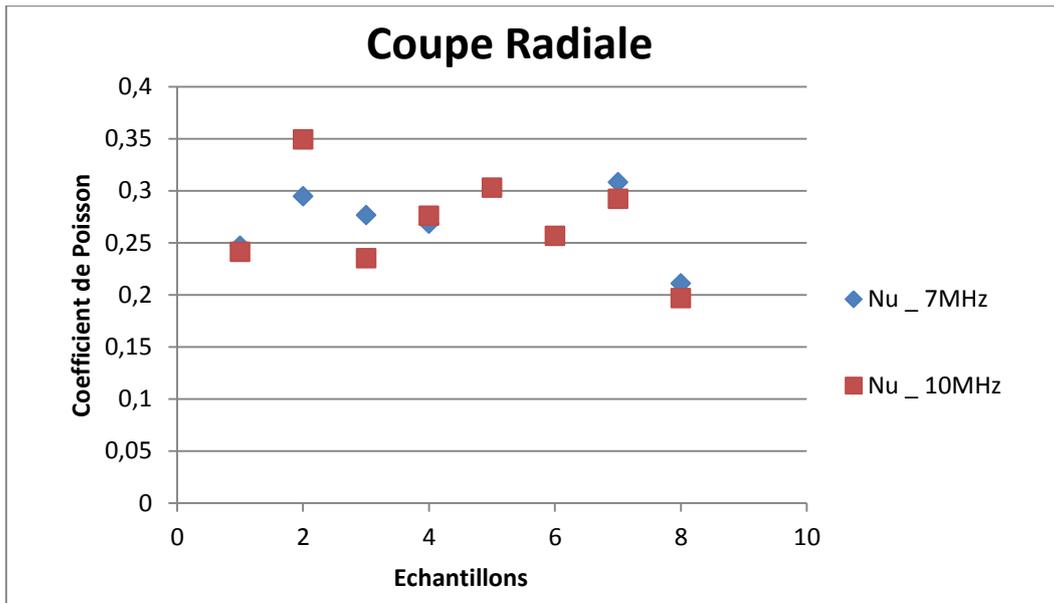
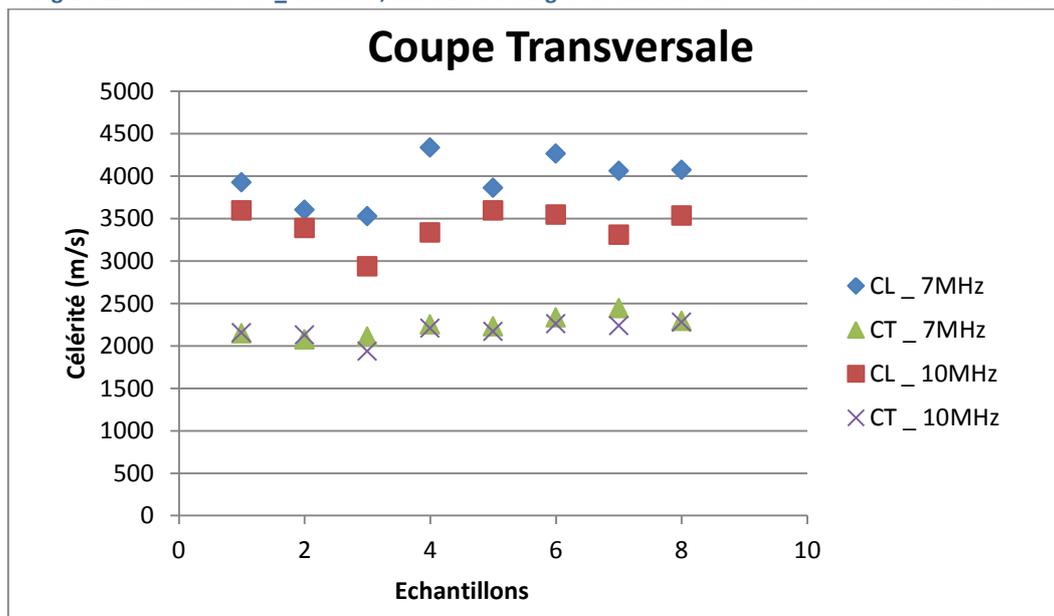


Figure 17 : Résultats US _ Célérités, Module d'Young et Coefficient de Poisson selon l'axe transversal



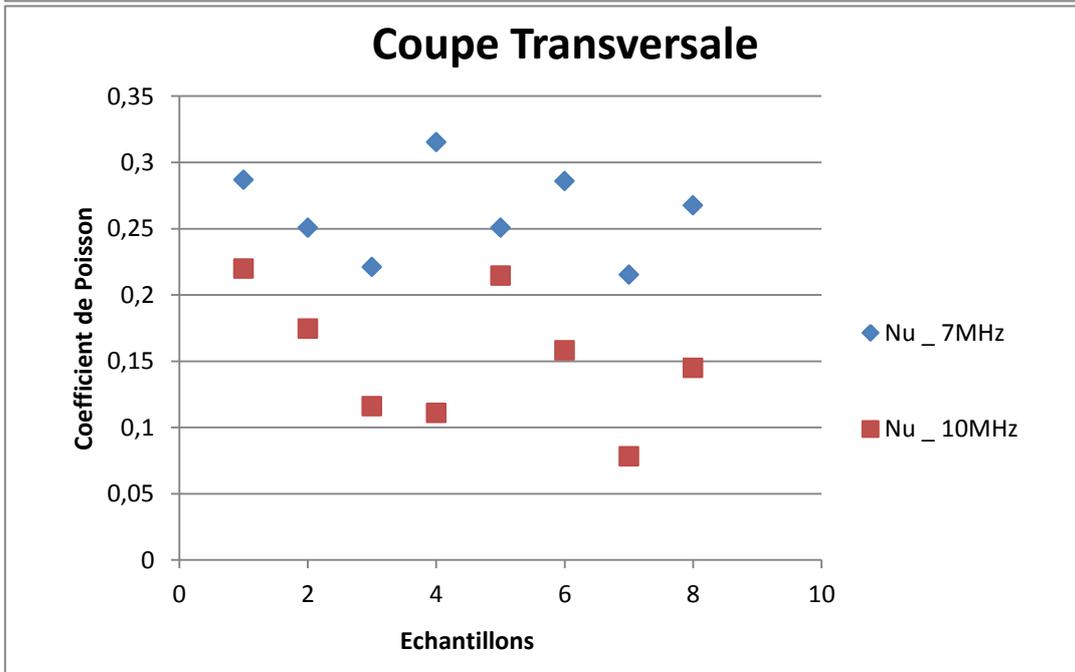
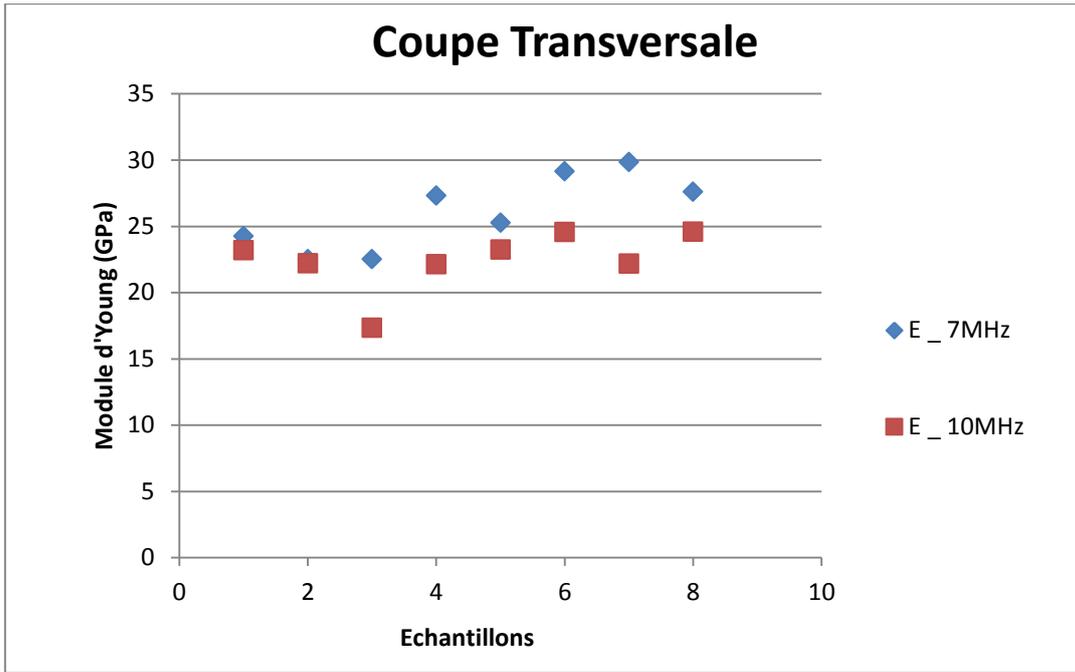


Tableau 3 : Résultats bilan de la caractérisation ultrasonore d'os bovin

	Transducteurs (MHz)	CL (m/s)	CT (m/s)	Module d'Young (GPa)	Coefficient de Poisson
Coupe radiale	7	3712,17	2084	22,68	0,27
	10	3754,5	2094,125	22,91	0,27
Coupe transversale	7	3958	2237	26,06	0,26
	10	3407,25	2172,125	22,43	0,15

Tableau 4 : Valeurs US de la littérature sur os bovin

Auteur	Direction	Célérités longitudinales (m/s)	Célérités transversales (m/s)
Ashman [3]	longitudinale	2750-3250	-
Bonfield [13]	longitudinale	3120-3540	-
Katz [14]	longitudinale	3000-4000	-
Pithioux [2]	radiale	3350-3430	1920-1970

DISCUSSION

L'objectif de cette expérimentation était la caractérisation d'os cortical bovin par méthode ultrasonore. Au terme de ces essais, nous obtenons des valeurs de célérités longitudinales variant entre 3407- 3958 m/s, de célérités transversales entre 2084-2237 m/s et de module d'Young entre 22-26 GPa. Ces valeurs sont conformes à celles trouvées dans la littérature ([2], [3] et [15]). Nous pouvons donc estimer que le montage expérimental utilisé est adapté pour la caractérisation non destructive de l'os cortical sur des échantillons osseux de petite taille.

CARACTERISATION DESTRUCTIVE DES PROPRIETES MECANQUES

VALIDATION DU MONTAGE AVEC UN MATERIAU ISOTROPE

Pour les essais mécaniques, nous avons tout d'abord voulu tester le nouveau montage (indenteur + appuis) avec un matériau développé dans le but de présenter des caractéristiques physico-mécaniques aussi proches que possible de celles de l'os. Ce matériau est constitué de fibres de verre dans une résine epoxy (Sawbones®).

Pour cette expérimentation, nous avons découpé 5 échantillons dans ce matériau. Les épaisseurs des échantillons varient entre 1,5 – 2,5 mm. Les longueurs et largeurs sont gardées constantes: 20mm et 10mm respectivement.

Les essais mécaniques ont été faits sur un dispositif d'essai mécanique pour la micro-flexion trois points (INSTRON 5566A). Les spécimens étaient chargés en direction radiale ou tangentielle. La vitesse de la traverse était de 0,5 mm par minute.

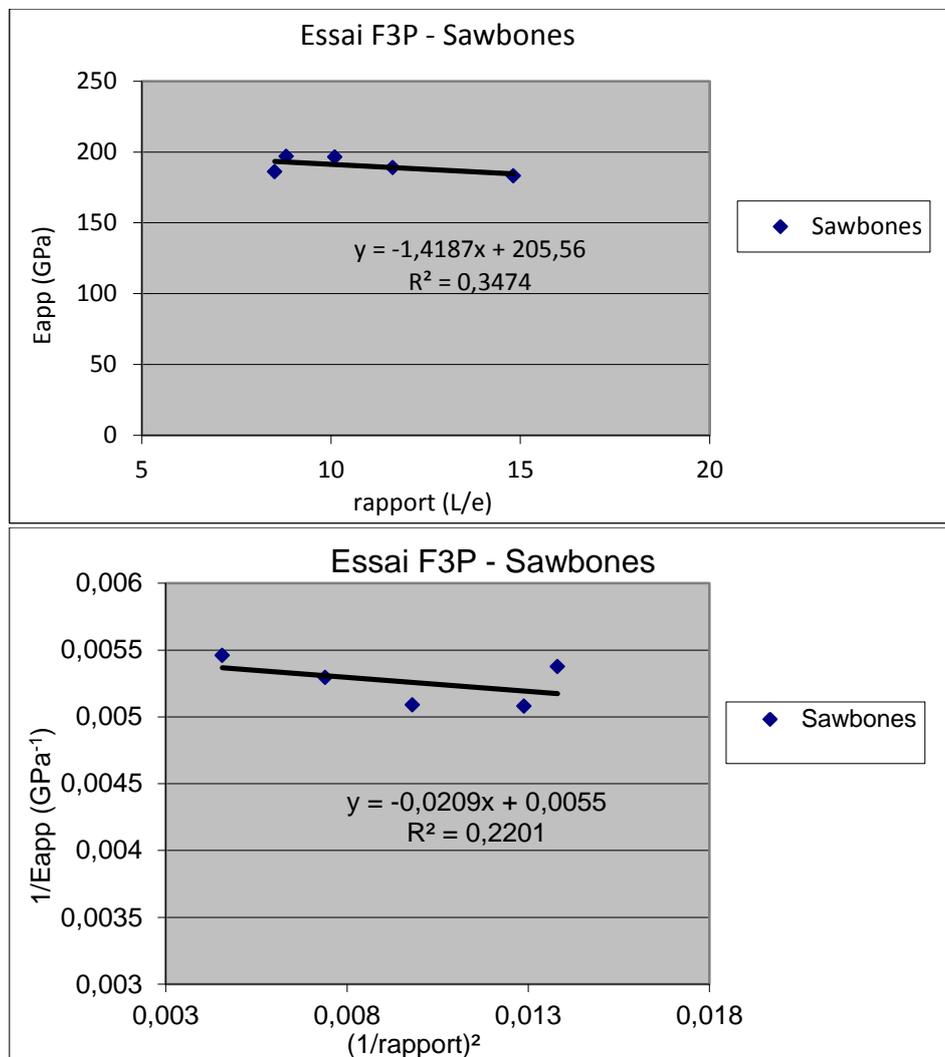


Figure 18 : Résultats des essais sur du Sawbones® : Etude de l'influence du rapport d'élanement sur le module d'élasticité

La procédure reste la même. Les essais mécaniques ont été faits sur le dispositif d'essai mécanique pour la micro-flexion trois points (INSTRON 5566A). Les spécimens étaient chargés en direction radiale ou tangentielle (Cf. :Erreur ! Source du renvoi introuvable.). La vitesse de la traverse était de 0,5 mm par minute.

Pour cette expérimentation, nous avons découpé 29 échantillons dans un fémur de bœuf. Les épaisseurs des échantillons varient entre 0,45-1,75 mm, les largeurs entre 6-12 mm et les longueurs entre 23-48 mm.

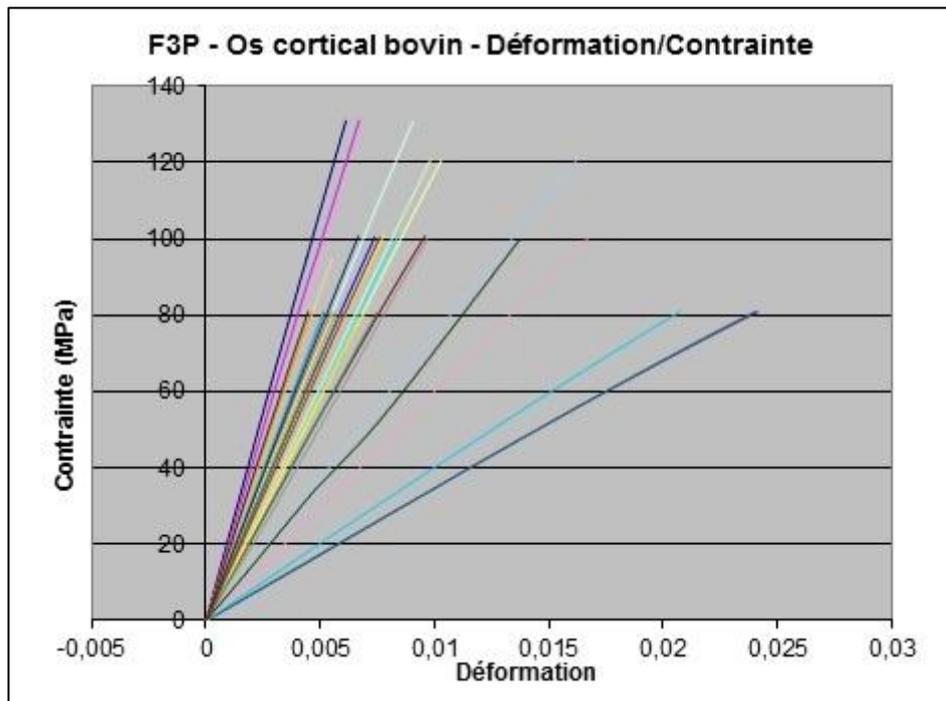


Figure 19 : Courbe Déformation/Contrainte des essais mécaniques sur os cortical bovin

Les modules d'élasticité utilisés par la suite sont déterminés par les pentes de chaque courbe Déformation/Contrainte.

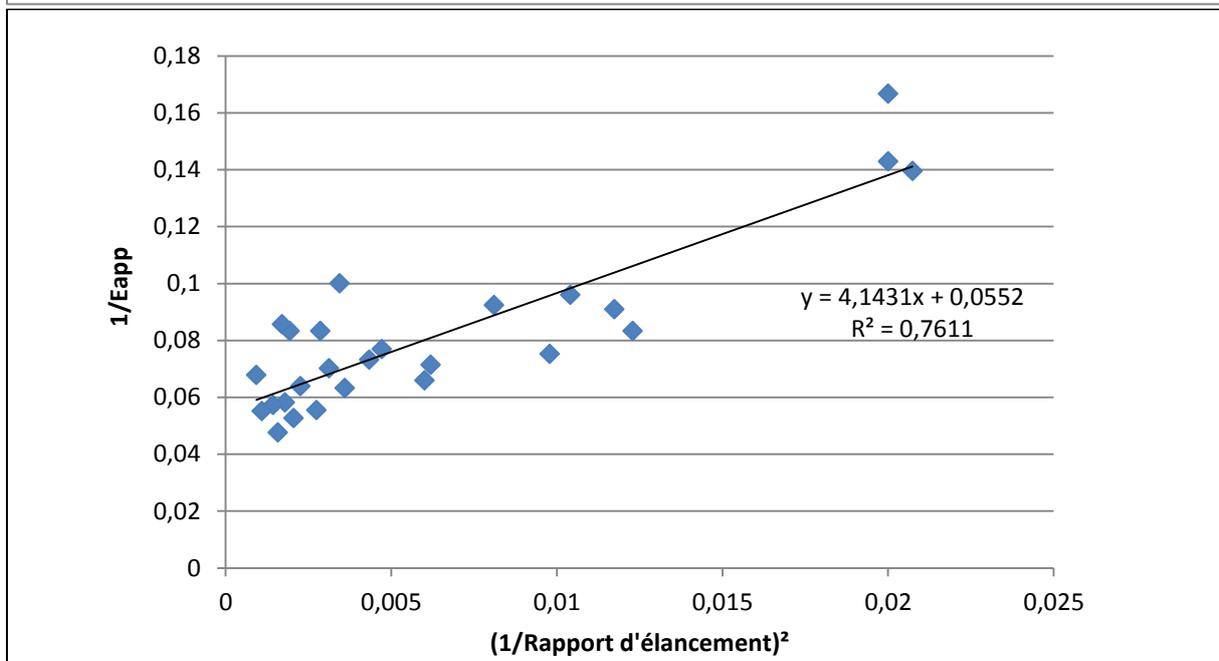
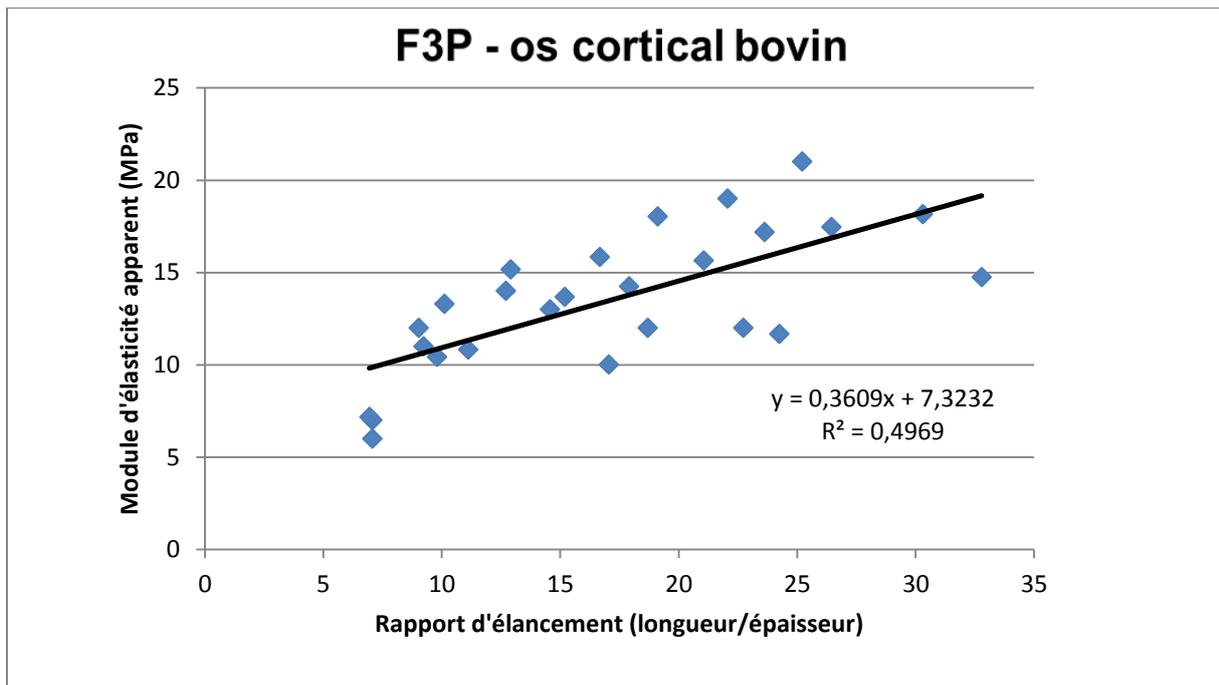


Figure 20 : Résultats des essais sur l'os cortical bovin: Etude de l'influence du rapport d'élanement sur le module d'élasticité

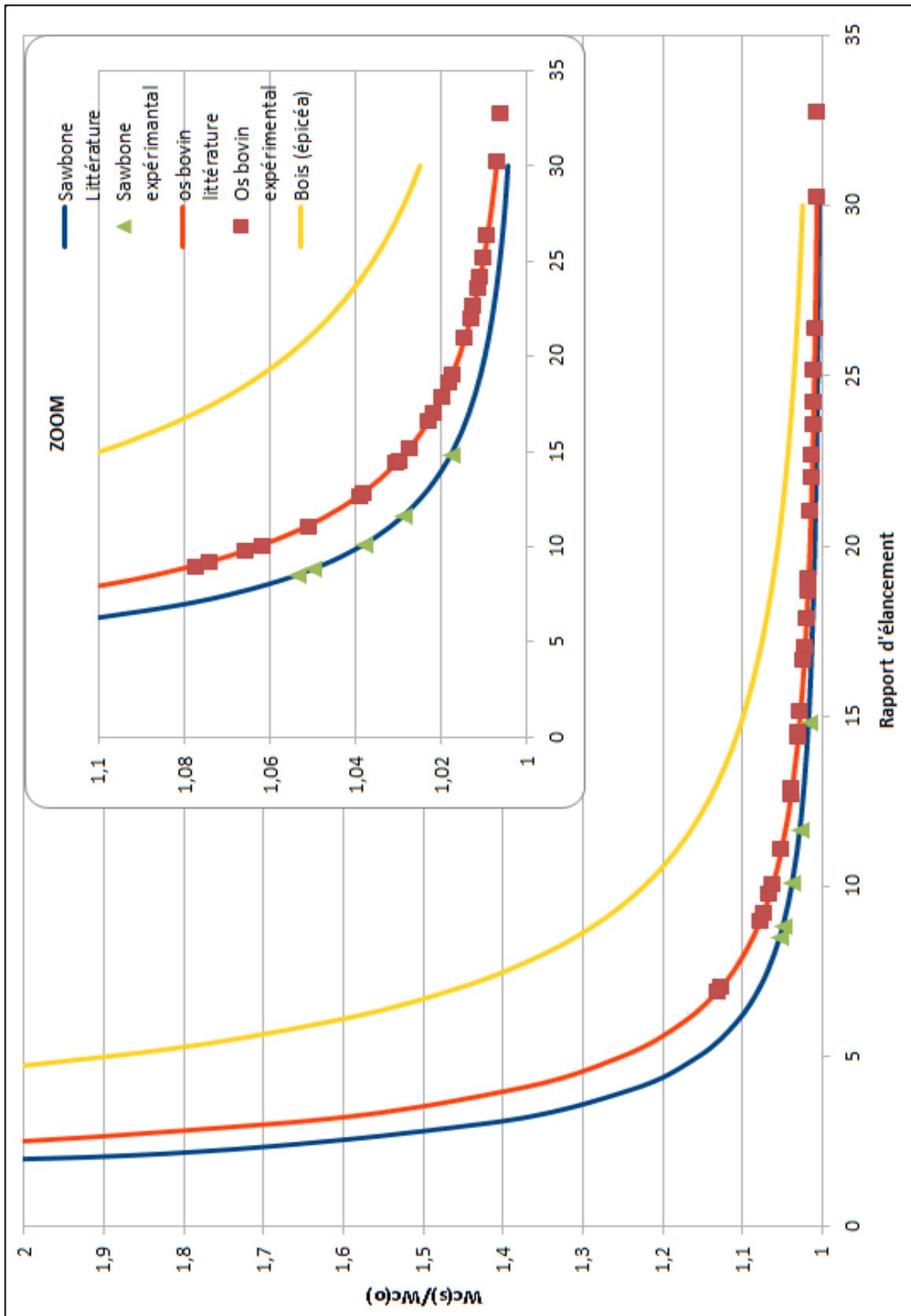


Figure 21 : Résultat de l'effet de la déformation due au cisaillement en fonction du rapport d'élongement

Nos résultats donnent des modules d'élasticité allant de 6 à 21 GPa pour l'os cortical bovin. La littérature donne des modules d'élasticité plutôt de l'ordre de 20 GPa (22,6 GPa selon [16] et 19,4 GPa selon [17]).

En prenant en compte les considérations de la littérature sur l'influence du rapport longueur/épaisseur (ou rapport d'élançement), cette large plage de résultats peut s'expliquer par l'effet du cisaillement lors de l'essai. En effet, selon Spatz [12], un rapport d'élançement minimal de 20:1 (voire 25:1) est suggéré pour les essais sur les os de mammifères. Ce rapport est retrouvé sur la [Figure 21](#) qui représente l'effet de la déformation due au cisaillement sur l'effet de la déformation sans cisaillement en fonction du rapport d'élançement.

La difficulté de ce projet est avant tout la taille des échantillons et donc la découpe de ceux-ci dans une géométrie adaptée à l'essai. Certains de nos échantillons avaient un rapport d'élançement descendant jusqu'à 7, ce qui donnait un résultat avec plus de 10% d'effet dû au cisaillement.

Pendant la durée du stage, quelques segments de tissu osseux pédiatrique ont été récupérés lors d'interventions chirurgicales diverses. La longueur de la plupart de ces échantillons ne dépassait pas 15mm. Pour que la flexion trois points donne un résultat exploitable, il faudrait que l'épaisseur de ces échantillons soit inférieure à 0,75mm, ce qui est très difficile à obtenir. Ainsi, le modèle de calcul pour le protocole d'essai mécanique destructif par flexion trois points est non adapté pour la caractérisation d'échantillons osseux pédiatriques dans les conditions de récolte actuelles.

Ce stage avait pour objectif de proposer une procédure efficace et optimisée de caractérisation des propriétés mécaniques d'échantillon d'os de très petite taille. Cette étude est inscrite dans un projet ANR dont le but est de suivre l'évolution de la qualité osseuse au cours de la croissance. En effet, nous disposons de très peu d'informations sur les caractéristiques mécaniques de l'os d'enfant. Cette pénurie de données s'explique par la faible quantité d'échantillons disponibles pour les essais en laboratoire et par la qualité même de ces échantillons pour la plupart « prélevés » et associés à une pathologie de l'enfant.

Le sujet de stage avait pour but, en premier lieu, de concevoir et de tester le protocole expérimental de caractérisation des propriétés mécaniques de sur des échantillons d'os bovin usinés en taille réduite, ceci afin de mieux comprendre l'effet de la taille des échantillons sur les résultats obtenus.

Ce protocole comprenait deux modalités de caractérisation :

- Caractérisation non-destructive par ultrasons;
- Caractérisation destructive par essais de micro-flexion 3 points.

Les objectifs du stage ont été remplis : des essais ont pu être mis en place sur chaque modalité et des résultats ont été observés. Nous avons pu déterminer les limites pour chacune des deux méthodes. Tout d'abord, aucune d'entre-elles ne permet l'étude simultanée des propriétés mécaniques suivant les trois axes d'étude (axial, radial et transversal). Or, un des principaux thèmes de recherche porte sur l'anisotropie de l'os enfant.

Dans le cas de la flexion trois points, la géométrie de l'échantillon s'est trouvée être un facteur de grande influence sur les résultats obtenus avec la méthode de calcul choisie. Un modèle de calcul plus adapté, prenant en compte l'effet du cisaillement doit être mis en place.

En ce qui concerne la méthode acoustique, les résultats trouvés pendant le stage étaient plutôt en accord avec ceux de la littérature mais la mise en place de l'expérience s'est avérée assez difficile (mise en place de l'échantillon, focalisation du faisceau sur l'échantillon, etc.).

De nombreuses perspectives sont encore à développer sur l'axe de recherche de la caractérisation mécanique du tissu osseux en croissance. Des études bibliographies approfondies peuvent encore être faites sur d'autres techniques de caractérisation existante dans le domaine acoustique (Spectroscopie de Résonance Ultrasonore), comme dans le domaine mécanique (Nano-indentation).

Ce stage de 6 mois m'a permis de me plonger entièrement dans le monde de la recherche et d'y comprendre le rôle de chacun des acteurs. J'ai pu perfectionner des notions apprises au cours de mon cursus (Biomécanique des structures, Acoustique, Solidwoks) et j'ai également acquis de nouvelles connaissances, aussi bien techniques que théoriques.

A l'issue de ce stage, une thèse m'a été proposée afin de poursuivre le travail effectué et j'ai accepté cette offre.

*« Les gens normaux croient que si ça marche, c'est qu'il n'y a rien à réparer.
Les ingénieurs croient que si ça marche, c'est que ça ne fait pas encore assez de choses. »*

Scott Adams

- [1] G. McPherson et T. Kriewall, «Fetal head molding: An investigation utilizing a finite element model of the fetal parietal bone,» *Journal of Biomechanics*, vol. 13, n° 11, pp. 17-26, 1980.
- [2] M. Pithioux, P. Lasaygues et P. Chabrand, «An alternative ultrasonic method for measuring the elastic properties of cortical bone,» *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 17, pp. 961-968, 2002.
- [3] R. Ashman, S. Cowin, W. Van Buskirk et J. Rice, «A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone,» *Journal of Biomechanics*, vol. 17, n° 15, pp. 349-361, 1984.
- [4] M. Hobatho, J. Rho et R. Ashman, «Atlas of mechanical properties of human cortical and cancellous bone,» *Journal of Biomechanics*, vol. 25, n° 16, p. 669, 1992.
- [5] S. Bensamoun, M.-C. Hobatho, S. Luu, J.-F. De Belleval et J.-M. Gherbezza, «Spatial distribution of acoustic and elastic properties of human femoral cortical bone,» *Journal of Biomechanics*, vol. 37, n° 14, pp. 503-510, 2004.
- [6] T. Keller, Z. Mao et D. Spengler, «Young's modulus, bending strength, and tissue physical properties of human compact bone,» *J. Orthop. Res.*, vol. 8, n° 14, pp. 592-603, 1990.
- [7] J. Lotz, T. Gerhart et W. Hayes, «Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur,» *Journal of Biomechanics*, vol. 24, n° 15, pp. 317-329, 1991.
- [8] M. Cuppone, B. Seedhom, E. Berry et A. Ostell, «The longitudinal Young's modulus of cortical bone in the midshaft of human femur and its correlation with CT scanning data,» *Calcified Tissue International*, vol. 74, n° 13, pp. 302-309, 2004.
- [9] G. Jans, R. Van Audekercke, J. Vander Sloten, R. Gobin, G. Van der Perre et M. Mommaerts, «Bending properties of cranial bone segments of new-born children,» *Journal of Biomechanics*, vol. 31, p. 65, 1998.
- [10] J.-P. Berteau, Thèse: Caractérisation biomécanique multimodale de l'os cortical de l'enfant au cours de la croissance, Marseille, 9 décembre 2011.
- [11] C. Turner et D. Burr, «Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial,» *Bone*, vol. 14, n° 14, pp. 595-608, 1993.

- [12] H. Spatz, E. O'Leary et J. Vincent, «Young's moduli and shear moduli in cortical bone,» *Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, vol. 263, n° 11368, pp. 287-294, 1996.
- [13] W. Bonfield et A. Tully, «Ultrasonic analysis of the Young's modulus of cortical bone,» *Journal of Biomechanics*, vol. 4, n° 11, pp. 23-27, 1982.
- [14] J. Katz, H. Yoon, S. Lipson, R. Maharidge, A. Meunier et P. Christel, «The effects of remodeling on the elastic properties of bone,» *Calcified Tissue International*, vol. 36, n° 11, pp. 31-36, 1984.
- [15] P. Lasaygues et M. Pithioux, «Ultrasonic characterization of orthotropic elastic bovine bones,» *Ultrasonics*, vol. 39, n° 18, pp. 567-573, 2002.
- [16] S. Cowin, «The mechanical and stress adaptive properties of bone,» *Annals of biomedical engineering*, vol. 11, n° 13, pp. 263-295, 1983.
- [17] J. Currey, «The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone,» *Journal of Biomechanics*, n° 121, p. 439, 1988.
- [18] C. Ohman, M. Baleani, C. Pani, F. Taddei, M. Alberghini, M. Viceconti et M. Manfrini, «Compressive behaviour of child and adult cortical bone,» *Bone*, vol. 49, n° 14, pp. 769-776, 2011.

Annexe 1 : L'équipe GIBOc

Annexe 2 : Organigramme du LMA

Annexe 3 : Plan des pièces pour la flexion trois points

Annexe 4 : Etude du faisceau acoustique

Annexe 5 : Résultats de la caractérisation ultrasonore

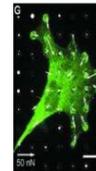
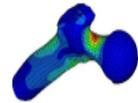
Groupe Interdisciplinaire en Biomécanique Ostéo-articulaire et Cardiovasculaire

Des praticiens

Pr G. Bollini
Pr F. Launay

Pr J.N. Argenson
Pr P. Champsaur
Pr P. Lafforgue
Dr S. Parratte

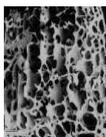
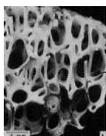
Pr J. Dejou
Dr P. Laurent



Des scientifiques :

Dr I. About, Dr C. Baron, Pr P. Chabrand, Dr C. Guivier-Curien, Pr J.M. Linares
Dr J. Mailhé, Dr J.L. Milan, Dr M. Pithioux, Dr J.M. Rossi, Pr R. Rieu,
Pr J.M. Sprauel

Biomécanique du Système Ostéoarticulaire sain, Pathologique et Prothésé Biomécanique cardiovasculaire.



CHERCHEURS

Mécanique des matériaux et des structures
Mécanique des fluides
Modélisation numérique et expérimentale
Conception, prototypage rapide



CLINICIENS

Radiologie
Orthopédie (adulte et
enfant)
Rhumatologie
Odontologie



DES PROBLEMATIQUES...UNE EXPERTISE

OS EN CROISSANCE ET ORGANES DE CROISSANCE DE L'OS.

Caractérisation biologique et mécanique de matériaux squelettiques régénérés

QUALITE OSSEUSE EN PRESENCE OU NON D'UN BIOMATERIAU.

Remodelage osseux, approche multi-échelle, ostéoporose, risques fracturaires, mécanotransduction

DISPOSITIFS MEDICAUX IMPLANTABLES

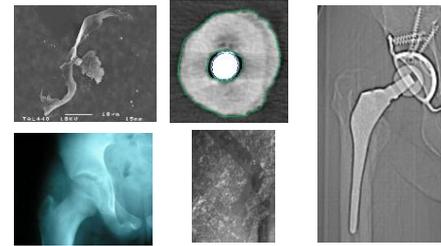
Hanche : design, comportement à long terme, usure, réaction inflammatoire, ...

Genou : repérage axes anatomiques, incertitudes CAO, distribution des contraintes dans le plateau tibial,....

Des moyens matériels et des réponses à vos besoins

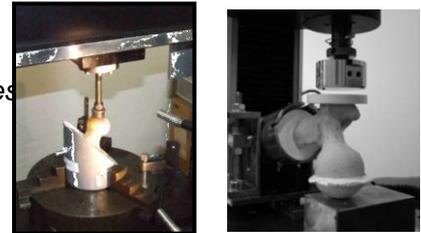
■ OBSERVATION, ANALYSES

- *Imagerie (images scanners, IRM, BMA, DXA),*
- *Biochimie, Histologie*



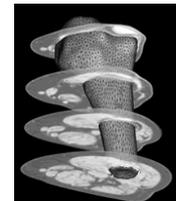
■ CARACTÉRISATION EXPÉRIMENTALE

- *Essais mécaniques statiques, dynamiques, cycliques*
- *Dureté, Traitement de surface*
- *Simulateur cardiaque,*

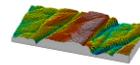


■ MODÉLISATION NUMÉRIQUE

- *CAO, Maillage (Pro/Engineer, HyperMesh, Abaqus, MIMICS)*
- *Calculs de structures Linéaire et Non linéaire (Abaqus, Fluent...)*
- *Gestion des contacts, Optimisation de structures (OptiStruct, Topo22)*



■ FABRICATION



Des moyens

RECHERCHE

Projets de recherche labellisés (Europe, ANR, Pôles de compétitivité ...)

FORMATION

Stages et formations spécifiques (Master, Ingénieur, Doctorat...)

ETUDES

Prestations R&D, expertises, essais, modélisations, veille technologique, études bibliographiques



LABORATOIRE DE MECANIQUE ET D'ACOUSTIQUE – MARSEILLE

ORGANIGRAMME 2012

CHARGES DE MISSIONS

Europe : Kergomard J.
 Château Gombert : Figon P.
 Séminaires : Léger A.
 Communication : Rimeymelle A.
 Démarche Qualité : Pinhède C. & Scotti T.
 Vie du Laboratoire : Fornacciarri A., Franceschini E.

GROUPES DE TRAVAIL

Expérimentation : Pachebat M.
 Mécanique/Acoustique : Cochehin B.
 Calcul Scientifique : Eyheramendy D.
 Formation :
 Gestion-Administration : Bunel A.

Lebon F.
(Directeur)
Favretto-Cristini N.
(Directrice Adjointe)

Bunel A. (IE₁)
(Secr. Générale)

Equipements de Service
Informatique :
 Cutilli M. (IR₁), Paniagua E. (AI),
 Loit L. (T), Vincendon B. (IE₁),
 Morano M.M. (gestion)

Etudes & Réalisations Mécaniques : Devic S. (AI)
 Busso A. (TCE), Morano M.M. (gestion)
Documentation : Rosu E. (CDD), Morano M.M. (gestion)
Communication : Rimeymelle A. (AI), Loit L. (T)

Centres de Ressources
Vibro-Acoustique : Pinhède C. (AI), Laurent M. (gestion)
Mécanique Expérimentale : Mazerolle F. (IE₁),
 Fornacciarri A. (gestion)

SERVICES COMMUNS

Equipe Matériaux et Structures

Responsable : Ballard P. (CR)

Ch./Enst. Ch.
 Bourgeois S. (MC) Boussaa D. (CR) Charles J.P. (Past)
 *Cochehin B. (Pr) Cocou M. (Pr) Débordés O. (Pr Em)
 Désoyer Th. (Pr) Eyheramendy D. (Pr) Hochard C. (Pr)
 Lathellec N. (MC) Lebon F. (Pr) Léger A.
 Maurel A. (MC) Michel J.C. (DR) Payan J. (Prag)
 Pratt E. (MC) Raous M. (DR) Suquet P. (DR)

I.T.
 Lejeunes S. (IR₂) Mazerolle F. (IE₁) Moulinec H. (IR₁)
 Rosu I. (IR₁)

Assistante Gestion : Fornacciarri A. (AI)

13 Doctorants, 1 ATER, 1 CDD

Thèmes :

- ✓ Changement d'échelles
- ✓ Contact, frottement, interfaces
- ✓ Couplages multiphysiques
- ✓ Structures

Equipe Ondes et Imagerie

Responsable : Lombard B. (CR)

Ch./Enst. Ch.
 Chaix J.F. (MC) Corneloup G. (Pr) Cristini P. (CR)
 Denante M. (Past) Favretto-Cristini N. (CR) Fellah Z. (CR)
 Franceschini E. (CR) Garnier V. (MC) Gueudré C. (MC)
 Komatitsch D. (DR) Kuss F. (Prag) Lilliamand I. (MC)
 Mensah S. (MC) Montagnier (Past) Moysan J. (Pr)
 Payan C. (MC) Piraux J. (CR) Sessarego J.P. (DR)
 Wirgin A. (DR Em)

I.T.
 Debieu E. (AI) Guillermin R. (IR₂) Lasaygues Ph. (IR₁)
 Ogam E. (IR₂)

Assistante Gestion : Morano M.M. (AI)

13 Doctorants, 1 Post Doc, 1 ATER, 4 CDD, 2 Vacataires

Thèmes :

- ✓ Ondes et milieux complexes
- ✓ Ultrasons médicaux
- ✓ Acoustique sous-marine
- ✓ Ondes sismiques
- ✓ Caractérisation non destructive

Equipe Sons

Responsable : Verges Ch. (CR)

Ch./Enst. Ch.
 Aramaki M. (CR) Bellizzi S. (CR) Bouc R. (DR Em)
 Côte R. (MC) Derrien O. (MC) Gonot A. (MC)
 Guillemain P. (CR) Habault D. (DR) Herzog Ph. (DR)
 Kergomard J. (DR) Kronland R. (DR) Macheroy O. (CR)
 Maitei P.O. (CR) Maury C. (Pr) Mazzoni D. (MC)
 Meunier S. (CR) Riset J.C. (DR Em) Savet S. (CR)
 Ystad S. (DR)

I.T.
 Chatron J. (IE₂) Pachebat M. (IR₂) Pinhède C. (AI)
 *Rabau G. (IR₁) Sanchez P. (IR₁) Scotti Th. (IR₁)
 Voinier Th. (IR₁) Winninger M. (IR₂)

Assistante Gestion : Laurent M. (TCE)

12 Doctorants, 2 CDD

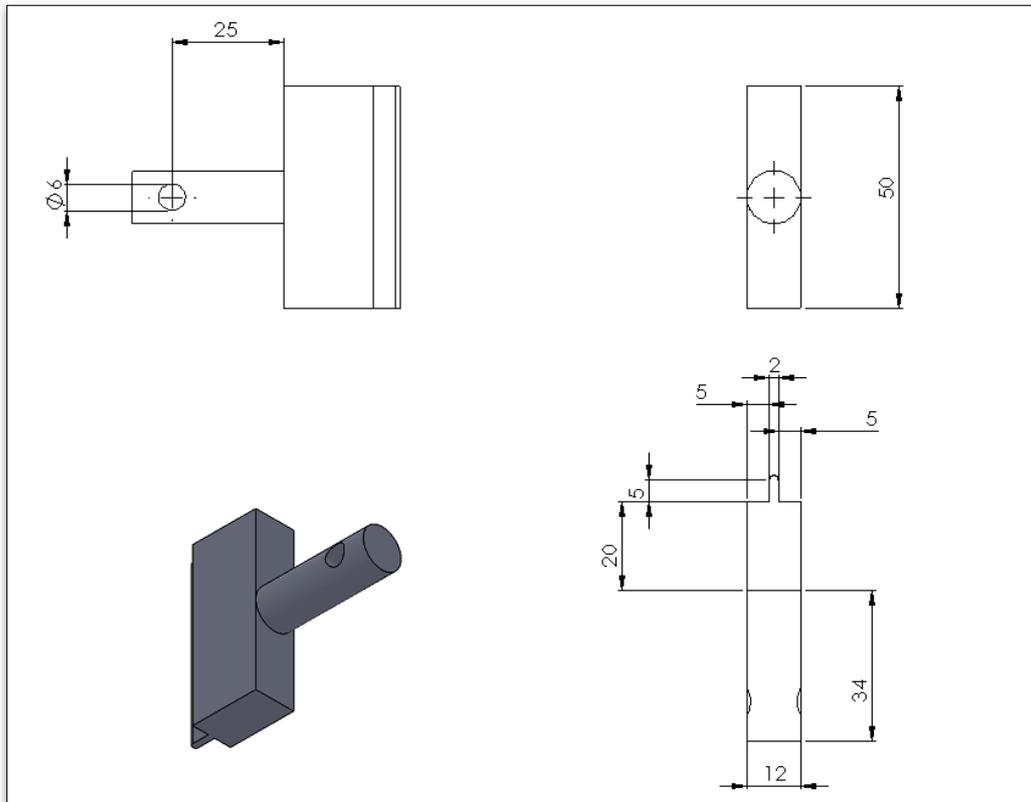
Thèmes :

- ✓ Environnement et nuisances sonores
- ✓ Virtualités sonores
- ✓ Sons et musique

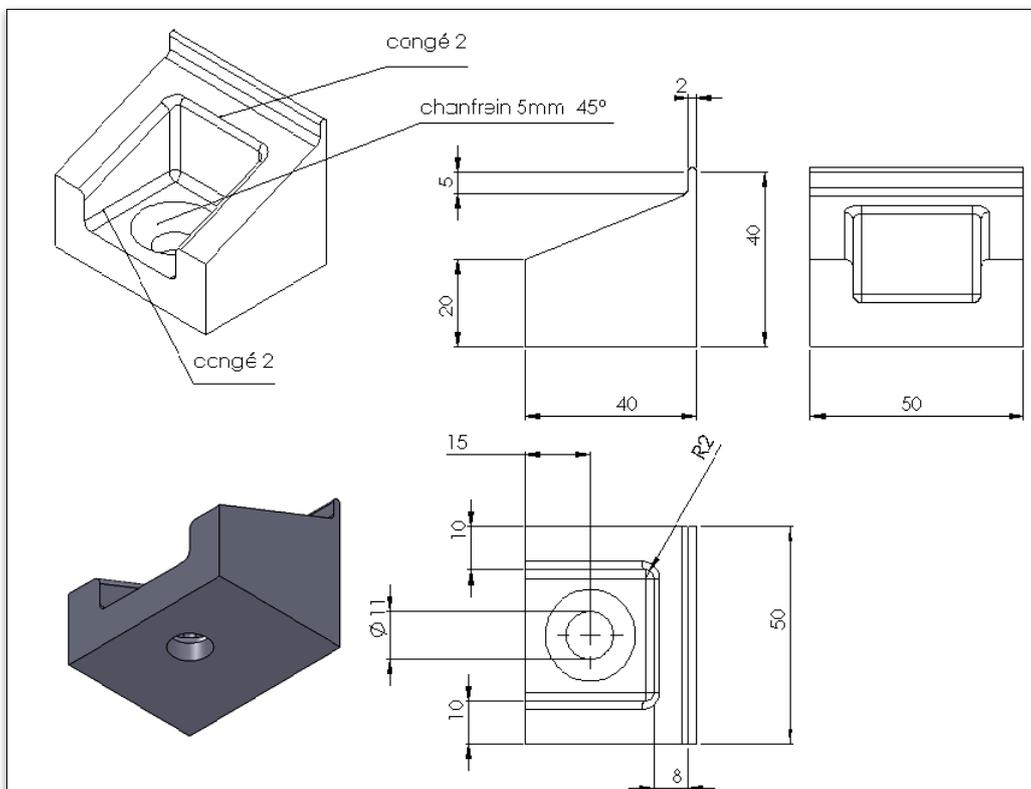
(*) Co-Responsable du Pôle

Annexe 3 : Plan des pièces pour la flexion trois points

L'indentateur



Les appuis



Annexe 4 : Etude du faisceau acoustique

Avant toute mesure, nous voulons vérifier la forme du faisceau transmis après le passage dans l'échantillon. Cette étude se fait en plaçant un hydrophone (=récepteur pour mesure de pression acoustique) à la place du transducteur récepteur, et en balayant toute la surface de réception de l'onde ultrasonore afin d'analyser la direction et la forme du champ acoustique (Résultat de cette étude en annexe).

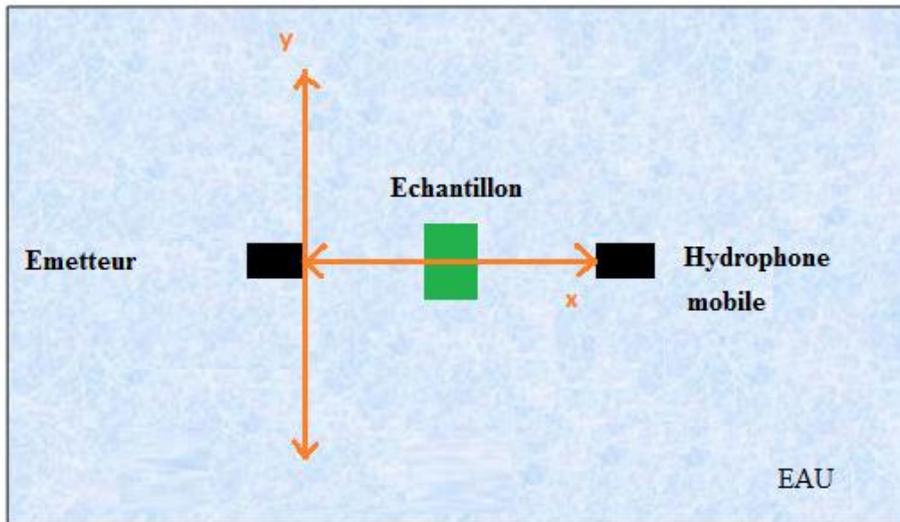
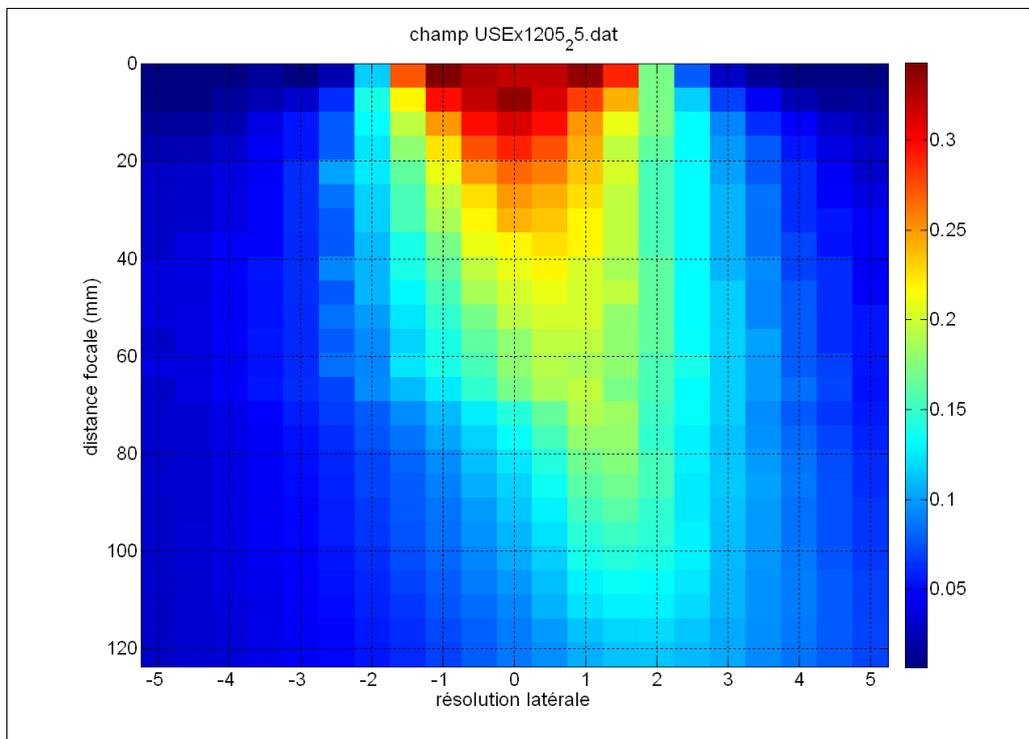
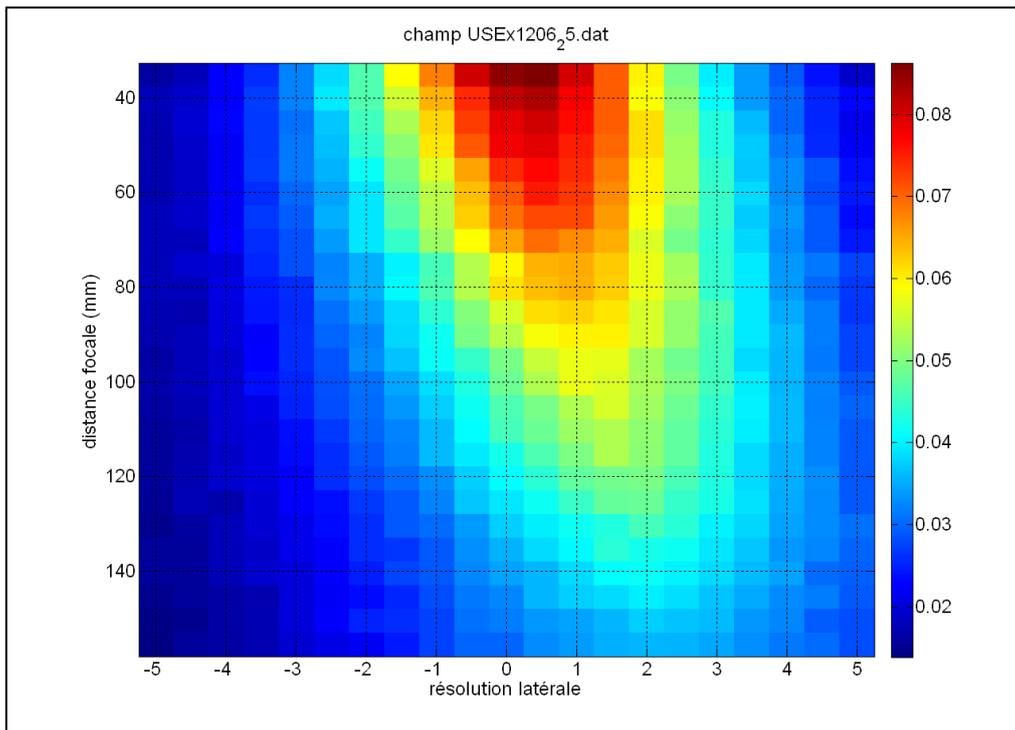


Figure 22 : Etude du faisceau acoustique (vue du dessus)

Champ acoustique du transducteur 7 MHz (n°1) Imasonic sans objet



Champ acoustique du transducteur 7 MHz Imasonic derrière une plaque en plexiglas (épaisseur : 4mm)



Annexe 5 : Résultats de la caractérisation ultrasonore

Tableau 5 : Résultats de la caractérisation ultrasonore selon l'axe radial

Samples n°	Transducers type	Dimension (mm)	Density (g/cm ³)	P-waves velocity (m/s)	S-waves velocity (m/s)	Young modulus (GPa)	Poisson ratio
1	7 MHz	44,9 x 7,5 x 2,23	2,062	3684	2135	23,25	0,25
2		45 x 10 x 1,7	1,969	3542	1911	19,72	0,29
3		29,03 x 7,8 x 2,43	2,063	3852	2141	24,21	0,27
4		23,71 x 8,2 x 1,95	2,05	3645	2051	21,80	0,27
7		45,05 x 9,92 x 1,72	2,019	3866	2036	22,24	0,30
8		29,41 x 9,62 x 1,39	2,061	3684	2230	24,90	0,21
Average:				3712,17	2084	22,69	0,27
SD:				125,12	109,99	1,86	0,035

Samples n°	Transducers type	Dimension (mm)	Density (g/cm ³)	P-waves velocity (m/s)	S-waves velocity (m/s)	Young modulus (GPa)	Poisson ratio
1	10 MHz	44,9 x 7,5 x 2,23	2,062	3732	2179	24,11	0,24
2		45 x 10 x 1,7	1,969	4052	1950	21,39	0,34
3		29,03 x 7,8 x 2,43	2,063	3479	2047	21,42	0,23
4		23,71 x 8,2 x 1,95	2,05	3679	2047	21,84	0,27
5		24,87 x 24,16 x 1,1	1,53	3661	1947	20,08	0,30
6		44,56 x 6,52 x 0,83	2,073	3856	2206	25,39	0,25
7		45,05 x 9,92 x 1,72	2,019	3838	2080	22,93	0,29
8		29,41 x 9,62 x 1,39	2,061	3739	2297	26,11	0,20
Average:				3754,5	2094,12	22,91	0,27
SD				167,70	124,17	2,12	0,047

Tableau 6 : Résultats de la caractérisation ultrasonore selon l'axe transversal

Samples n°	Transducers type	Dimension (mm)	Density (g/cm ³)	P-waves velocity (m/s)	S-waves velocity (m/s)	Young modulus (GPa)	Poisson ratio
A	7 MHz	44,99 x 9,49 x 1,39	2,045	3927	2147	24,26	0,28
B		47,38 x 7,80 x 1,64	2,085	3603	2078	22,52	0,25
C		44,96 x 9,41 x 1,11	2,069	3528	2111	22,51	0,22
D		47,6 x 7,62 x 1,06	2,043	4339	2254	27,30	0,31
E		32,94 x 7,01 x 1,5	2,033	3865	2229	25,26	0,25
F		46,56 x 7,28 x 1,41	2,076	4267	2336	29,13	0,28
G		28,92 x 7,45 x 1,09	2,051	4062	2447	29,84	0,21
H		28,60 x 7,62 x 1,39	2,068	4073	2294	27,59	0,26
Average:				3958	2237	26,06	0,26
SD:				289,141093	123,496674	2,84	0,03

Samples n°	Transducers type	Dimension (mm)	Density (g/cm ³)	P-waves velocity (m/s)	S-waves velocity (m/s)	Young modulus (GPa)	Poisson ratio
A	10 MHz	44,99 x 9,49 x 1,39	2,045	3598	2156	23,19	0,21
B		47,38 x 7,80 x 1,64	2,085	3391	2129	22,20	0,17
C		44,96 x 9,41 x 1,11	2,069	2939	1937	17,32	0,11
D		47,6 x 7,62 x 1,06	2,043	3338	2208	22,13	0,11
E		32,94 x 7,01 x 1,5	2,033	3598	2169	23,23	0,21
F		46,56 x 7,28 x 1,41	2,076	3547	2260	24,56	0,15
G		28,92 x 7,45 x 1,09	2,051	3310	2239	22,17	0,07
H		28,60 x 7,62 x 1,39	2,068	3537	2279	24,59	0,14
Average:				3407,25	2172,125	22,42	0,15
SD:				221,33	108,44	2,29	0,05